



UNIVERSITÀ DI PISA

Dipartimento di Ricerca Traslationale e delle nuove Tecnologie in

Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea Magistrale in Medicina e Chirurgia

Tesi di Laurea

Dose in Neuroradiologia Pediatrica

Candidato:

Giulio Micheletti

Relatore:

Prof. Davide Caramella

Anno Accademico 2014/2015

Dose in Neuroradiologia Pediatrica

Sommario

INTRODUZIONE	7
1. TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	8
1.1 L'IMMAGINE TC	8
1.1.1 Algoritmi di ricostruzione	9
1.2 DOSE IN TC	12
1.2.1 Descrittori di dose in TC	12
1.2.2 CTDI.....	13
1.2.3 Prodotto dose-lunghezza, DLP (Dose Length Product).....	16
1.3 CALCOLO DELLA DOSE IN TC	17
1.3.1 Dose equivalente	17
2. MONITORAGGIO DELLA DOSE	19
2.1 RIS E PACS	20
2.2 DICOM	21
2.2.1 DICOM image headers.....	21
2.2.2 DICOM modality performed procedure step (MPPS)	22
2.2.3 DICOM report dosimetrico strutturato	23
3. SOFTWARE DI MONITORAGGIO DELLA DOSE	25
3.1 TQM	26
3.2 DOSEWATCH	28
3.3 CRITICITÀ DEI SOFTWARE DI MONITORAGGIO	30
4. RISCHIO RADIOBIOLOGICO	32
4.1 LINEAR ENERGY TRANSFER	33
4.2 EFFETTI CLINICI DELLE RADIAZIONI IONIZZANTI	33
4.3 RISCHIO NEI BAMBINI.....	35
4.3.1 Esposizione fetale	35
4.3.2 Esposizione post natale	35
4.4 MALATTIE CORRELATE A RADIAZIONI	36
4.4.1 Leucemia.....	36

4.4.2	<i>Cancro alla mammella</i>	37
4.4.3	<i>Cancro della tiroide</i>	37
4.4.4	<i>Tumore cerebrale</i>	38
5	TECNICHE PER LA RIDUZIONE DELLA DOSE	39
5.4	APPROPRIATEZZA DELL'ESAME.....	39
5.5	SCHERMATURA DEL PAZIENTE	39
5.6	RIDUZIONE DELLA TENSIONE AL TUBO.....	41
5.7	MODULAZIONE DI CORRENTE.....	42
5.8	LIMITAZIONE DELLA LUNGHEZZA DI SCANSIONE.....	45
5.9	ALGORITMI DI RICOSTRUZIONE ITERATIVI.....	46
5.10	FILTRI CONFORMAZIONALI	47
5.11	COLLIMATORI ASIMMETRICI.....	48
5.12	POSIZIONAMENTO DEL PAZIENTE.....	49
5.13	PITCH	49
6	REVISIONE DEI PROTOCOLLI	51
6.1	REVISIONE DEI PROTOCOLLI TC CRANIO, L'ESPERIENZA DEL TEAM PISANO.....	52
6.1.1	<i>Metodo di ricerca</i>	52
6.1.2	<i>Risultati</i>	54
6.1.3	<i>Qualità delle immagini</i>	56
6.1.4	<i>Discussione</i>	56
6.1.5	<i>Conclusioni</i>	57
6.2	REVISIONE DEI PROTOCOLLI PEDIATRICI IN NEURORADIOLOGIA	59
6.2.1	<i>Materiali e metodi</i>	59
6.3	REVISIONE CLINICA E PUNTEGGI	60
6.4	TC ROCCHE PETROSE.....	61
6.4.1	<i>Dati dosimetrici</i>	62
6.4.2	<i>Valutazione e confronto clinico delle immagini</i>	65
6.5	TC CRANIO - ENCEFALO.....	70
6.5.1	<i>Dati dosimetrici</i>	70
6.5.2	<i>Valutazione e confronto clinico delle immagini</i>	72
6.6	NUOVI PROTOCOLLI NEURORADIOLOGICI PEDIATRICI.....	77
6.7	SIMULAZIONE DEI DOSAGGI DEI NUOVI PROTOCOLLI	78
6.7.1	<i>CT EXPO</i>	79
6.7.2	<i>Stime su fantocci</i>	80
6.8	ESAMI TC CON I NUOVI PROTOCOLLI PEDIATRICI.....	80

7	CONCLUSIONI.....	83
8	BIBLIOGRAFIA UTILIZZATA.....	85

Introduzione

La Tomografia computerizzata è divenuta uno strumento diagnostico centrale nella moderna radiologia. Questa tecnica di diagnostica per immagini comporta però un'esposizione a radiazioni ionizzanti molto superiore rispetto alla radiologia convenzionale. Il vantaggio è comunque indubbio, in quanto una scansione TC permette una risoluzione spaziale e di contrasto prima impossibili.

I bambini però rappresentano una popolazione piuttosto suscettibile alle radiazioni ionizzanti per l'intrinseca maggiore radiosensibilità dei tessuti in attiva replicazione.

Anche la maggiore aspettativa di vita contribuisce al rischio di manifestazione di un danno genomico stocastico (secondo il modello LNT, *Linear No Threshold*) da radiazioni ionizzanti.

Per anni si è ricercata la migliore qualità possibile di immagine, portando i parametri di acquisizione verso i limiti alti, senza considerare troppo la dose erogata alla popolazione; oggi invece, sia per adempiere pienamente al principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) sia per normative EURATOM (59/2013), in tutto il mondo i centri che si occupano di diagnostica per immagini stanno rivedendo i parametri di acquisizione dei protocolli, con un'attenzione particolare alle popolazioni ad alto rischio, come quella pediatrica.

L'ottimizzazione dei protocolli consente una diminuzione anche consistente della dose erogata e una qualità clinica delle immagini buona o ottima.

1. Tomografia Computerizzata

La tomografia computerizzata, in breve TC, è una tecnica di diagnostica radiologica che utilizza radiazioni ionizzanti (raggi X) per creare immagini tomografiche del corpo umano. Questa tecnica, che ha ormai assunto un ruolo “centrale” nel contesto della diagnostica per immagini, nasce alla fine degli anni '70 a Londra, per merito di Godfrey N. Hounsfield, al quale fu attribuito il premio Nobel per la medicina nel 1979.

1.1 L'immagine TC

L'immagine che viene mostrata a display dalla macchina è “costruita” partendo dalla misura dell'attenuazione tissutale di una fascio di raggi X di energia massima compresa tra 70 e 140 kV; Si determina poi, per via di calcolo, l'attenuazione media di ogni singolo *voxel*.

I valori di attenuazione sono impiegati dal computer per la costruzione di un'immagine digitale, composta da pixels.

A ciascun pixel viene assegnato un valore numerico che è in rapporto al coefficiente di attenuazione lineare della corrispondente porzione di tessuto in esame. Questo valore è detto numero TC o unità Hounsfield.

Su un display viene quindi visualizzata un'immagine (composta da *pixels*) in scala di grigi in cui ad ogni *pixel* è assegnato un livello di grigio proporzionale al V_{att} del *voxel* corrispondente.

1.1.1 Algoritmi di ricostruzione

La TC riesce a determinare i valori di attenuazione di singoli segmenti corporei attraverso misure esterne di attenuazione di fasci di raggi X. Questo è possibile tramite algoritmi di ricostruzione che, partendo dai valori ottenuti dall'apparato di misura (un tubo a raggio X contrapposto a un detettore), determinano per ogni singolo voxel un valore di attenuazione medio. Ogni strato corporeo analizzato viene suddiviso in una matrice, i cui valori sono calcolati mediante l'uso di algoritmi di ricostruzione.

Il primo algoritmo utilizzato è stato il *Filtered Back Projection* (FBP), o a retroproiezione filtrata (Fig. 1)

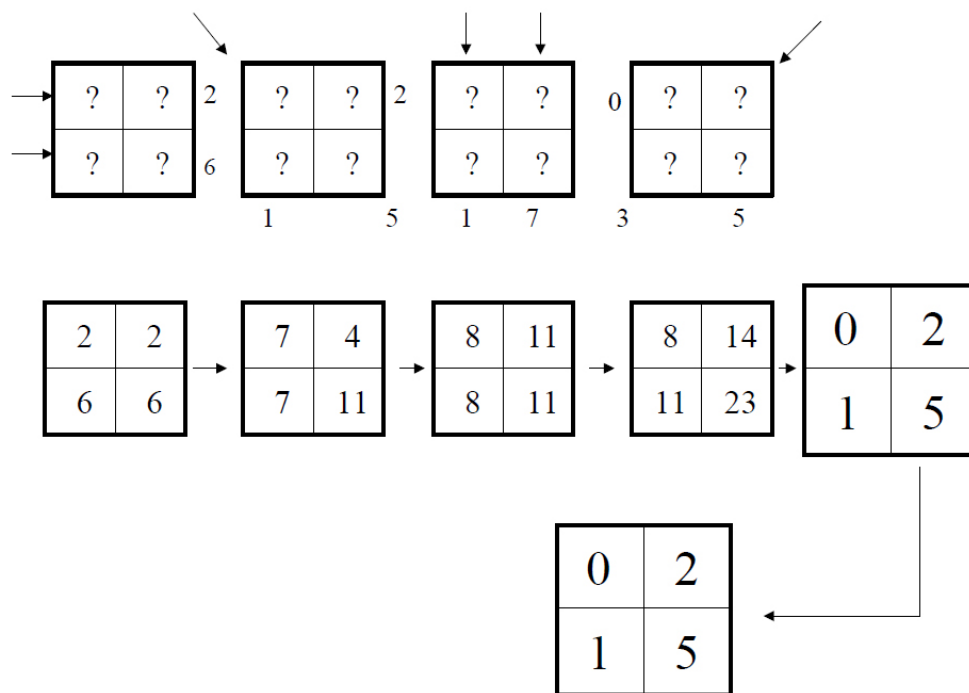


Figura 1: Esempio dell'algoritmo Filtered Back Projection (FBP)

Immaginiamo di suddividere lo strato in studio in quattro voxel disposti in due righe e due colonne. Un fascio di raggi X esplora dapprima orizzontalmente la prima riga, restituendo un valore di attenuazione della stessa. Traslando, misura l'attenuazione anche della seconda riga. A questo punto il complesso tubo-detettore ruota, portandosi in posizione obliqua e

misurando ancora una volta l'attenuazione tissutale. Ripetendo questo procedimento per tutte le direzioni è possibile ottenere misure di attenuazione che vengono sommate tra loro.

Per eliminare il fondo viene eliminato il valore più basso di attenuazione e le somme vengono divise per il numero di passaggi meno 1. Nel caso mostrato in fig. 1 il totale viene diviso per 3.

Però la matrice più piccola che consente di ottenere immagini di adeguata risoluzione risulta essere di 256^2 elementi. Quindi, il calcolo sarebbe pressoché impossibile senza l'ausilio di un computer dedicato.

Le risoluzioni standard attuali prevedono matrici di acquisizione di 512×512 pixel.

Per lungo tempo l'algoritmo FBP è stato alla base degli esami TC, anche dopo l'avvento delle TC multistrato per ragioni legate all'hardware: gli algoritmi di ricostruzione iterativi (ASIR, *adaptive statistical iterative reconstruction* per quanto riguarda GE, General Electric) richiedono troppi calcoli: fino a 1000 immagini per rotazione, 3000 immagini al secondo. Questa mole di dati non era alla portata dei processori di vecchia generazione.

Con gli algoritmi di ricostruzione iterativi le immagini non vengono create all'arrivo delle singole proiezioni ma si creano piuttosto delle "maschere", dei modelli statistici delle immagini stesse che vengono continuamente corretti in base ai nuovi dati che, mano a mano, arrivano dalle successive misurazioni.

In pratica la densità di ogni pixel viene continuamente riaggiornata e modificata in base alle densità dei pixel vicini, e questa viene quindi “pesata” in base al valore medio di densità riscontrate nelle sottomatrici circostanti.

Questo approccio ha come riferimento un modello di ricostruzione più veritiero di quello della FPB.

Il punto forte delle ricostruzioni iterative risiede nella possibilità di eliminare selettivamente il rumore ed il disturbo nelle immagini finali, funzione affidata precedentemente a semplici filtri che limitavano però anche la risoluzione spaziale imponendo quindi una difficile scelta fra immagini “belle” ma con bassa definizione, oppure molto rumorose ma con un livello di dettaglio accettabile.

Ora invece grazie al peso statistico con cui ogni pixel viene misurato possiamo capire se una densità è collegata a strutture anatomiche (e quindi va mantenuta nelle immagini finali) oppure se è isolata e va quindi eliminata; questo approccio si è dimostrato, inoltre, molto affidabile anche nell'eliminazione degli artefatti, soprattutto quelli causati da oggetti metallici.

La mole di calcolo associata alle ricostruzioni iterative è enorme, tutte le proiezioni in arrivo vanno continuamente confrontate fra di loro e con quelle future; ecco perché, ancora oggi, l'approccio rimane statistico: non esistono ancora *workstations* che utilizzano questi algoritmi sul 100% delle proiezioni, anzi è all'utente che spetta la scelta della percentuale della ricostruzione totale da affidare agli algoritmi iterativi.

Nella scelta di questa percentuale è fondamentale considerare sia la riduzione di dose ottenibile sia il differente aspetto che le immagini acquisiscono rispetto allo standard abituale. Utilizzando percentuali elevate di ricostruzione iterativa le immagini assumono un aspetto “plastico”, innaturale e falsato. Attualmente buoni risultati sono ottenibili con percentuali nell'ordine del 40-50%.

1.2 Dose in TC

La tomografia computerizzata rappresenta attualmente una tecnica diagnostica per immagini ubiquitaria.

A partire dalla sua nascita negli anni '70, questa metodica ha subito uno sviluppo estremamente rapido e un allargamento enorme delle sue indicazioni cliniche.

Tuttavia con la diffusione capillare dei tomografi, si è avuto anche un aumento significativo della dose erogata alla popolazione; se nel 2000 il numero di TC eseguite negli USA era di appena 40 milioni, nel 2010 il numero di esami annuali superava i 70 milioni.

Benché la TC come tecnica rappresenti un 10-15% di tutti gli esami effettuati, essa può essere responsabile fino oltre il 50% della dose erogata alla popolazione. Questo ha posto la questione di restringere l'uso della TC a specifici campi in cui sia indispensabile (giustificazione) e di sviluppare tecniche in grado di ridurre la dose radiante, ottenendo comunque informazioni diagnostiche utili per il soddisfacimento del quesito clinico (ottimizzazione dei protocolli).

1.2.1 Descrittori di dose in TC

In TC il tubo radiogeno ruota attorno al paziente ad una distanza di circa 70 cm dal centro del *gantry*; durante l'esecuzione dell'esame il paziente viene attraversato da un fascio di circa 50 cm trasversalmente e di pochi cm longitudinalmente (collimato). A questo si unisce il movimento del lettino che trasla il paziente per una distanza scelta dall'operatore a seconda del volume corporeo da esplorare.

La traslazione del lettino può esser compiuta a passi sequenziali o in modo continuo, dando così origine a due differenti modalità di acquisizione, scansione sequenziale e scansione elicoidale rispettivamente.

L'irraggiamento del paziente in TC è da ogni direzione, quindi la distribuzione di dose si differenzia significativamente rispetto alla radiografie convenzionale (Fig. 2).

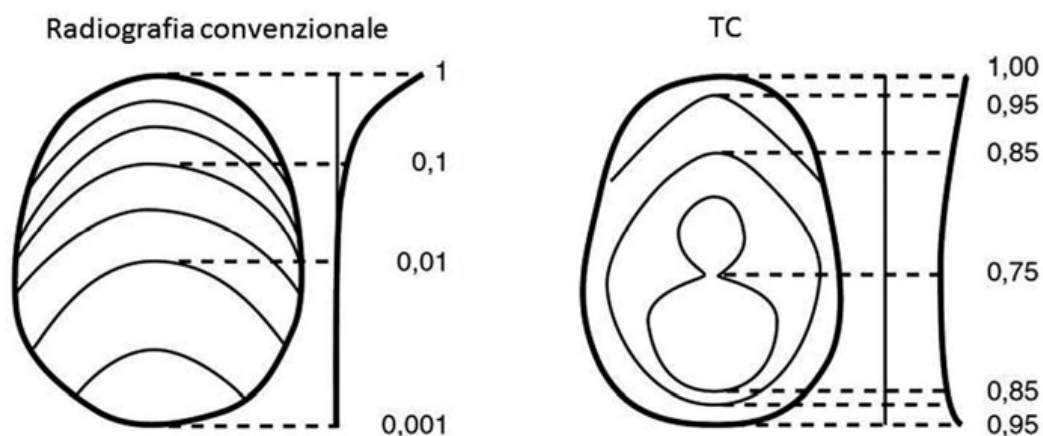


Figura 2: differenza irraggiamento radiografia convenzionale - TC

Esistono pertanto grandezze specifiche per misurare la dose negli studi TC; i due principali descrittori di dose sono CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e il DLP (*Dose Length Product*).

1.2.2 CTDI

Il CTDI rappresenta il valore della dose assorbita che si avrebbe all'interno dello strato nominale acquisito durante una rotazione del tubo, in assenza dell'allargamento dovuto alla diffusione del fascio collimato all'interno dei tessuti.

Il differente profilo longitudinale in presenza o in assenza di un corpo, è mostrato in (Fig 3).

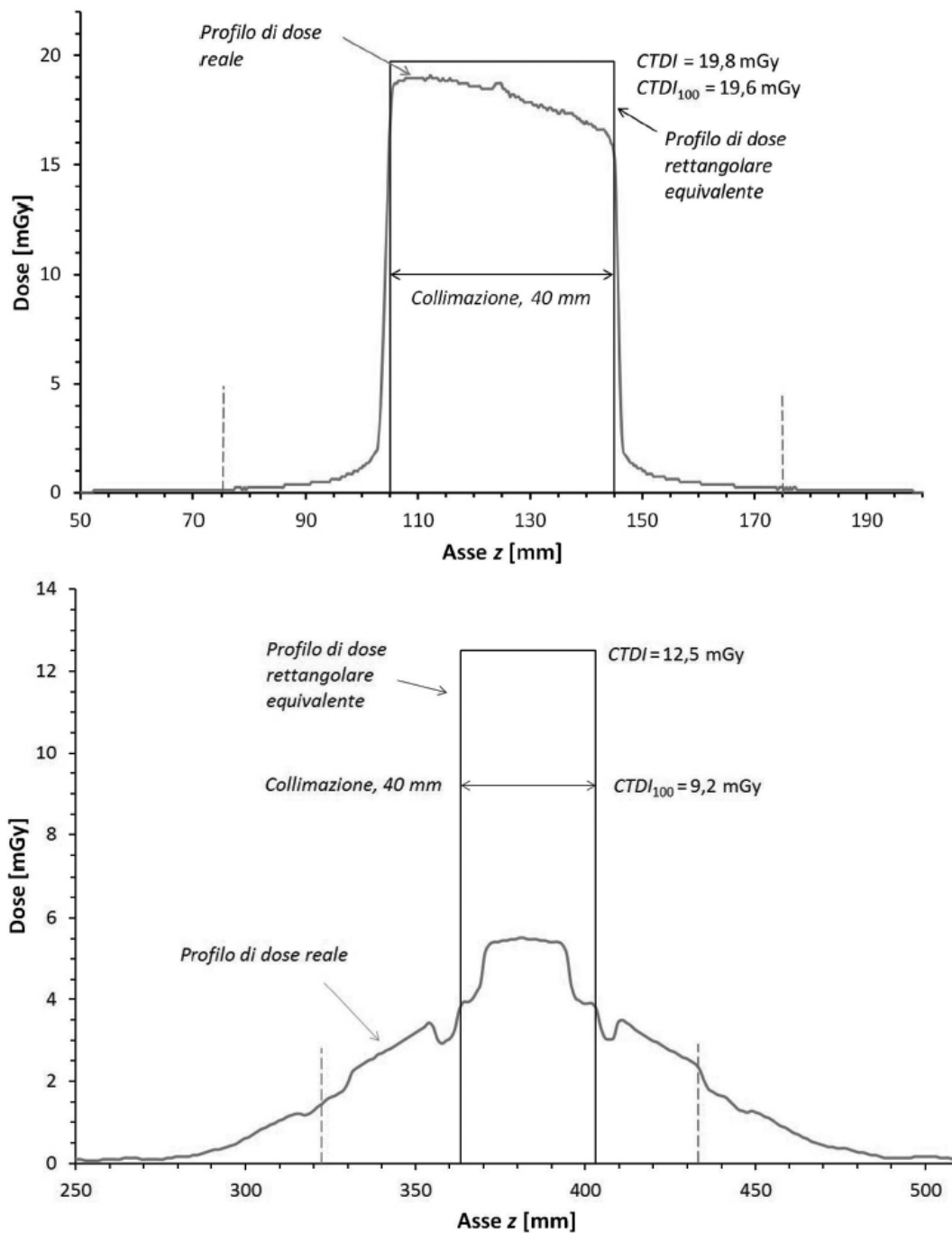


Figura 3: differenza di distribuzione di dose in aria (senza fantoccio), [in alto] e all'interno di un corpo (fantoccio) [in basso] relativo ad uno scanner 64 strati con collimazione 40 mm

L'evidente allargamento del profilo del fascio è dovuto alla diffusione di fotoni all'interno del fantoccio.

Matematicamente il CTDI è definito tramite la relazione:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-T/2}^{T/2} D(z) dz$$

Dove z è la coordinata nella direzione longitudinale, n e T sono rispettivamente il numero e lo spessore degli strati elementari acquisiti, $n \cdot T$ la collimazione, $D(z)$ il valore della dose assorbita nel punto z .

Nella pratica il CTDI è misurato in fantocci cilindrici di plexiglass in cui vengono riprodotte approssimativamente le distribuzioni di dose all'interno del corpo. Le dimensioni standard di tali fantocci sono di 16 cm di lunghezza e 32 cm di diametro per il corpo, di 16 cm di diametro per la testa, sempre con lunghezza di 16 cm.

- CTDI_w

Misurando il CTDI al centro e alla periferia in quattro posizioni equidistanti otteniamo il CTDI_w (*weighted*). Le misurazioni sono effettuate con una camera a ionizzazione all'interno del fantoccio che rileva la dose media su una lunghezza di 100 mm.

Moltiplicando quella dose per la lunghezza della camera (100 mm) e dividendola per la collimazione, otteniamo il CTDI₁₀₀.

Il CTDI_w rappresenta una media pesata dei CTDI₁₀₀ misurati all'interno del fantoccio secondo la relazione:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p}$$

- CTDI_{vol}

Utilizzando però scansioni elicoidali gli strati nominali adiacenti possono risultare parzialmente sovrapposti o relativamente distanziati in funzione del

pitch [5.10] che sceglie l'operatore. In caso di *pitch* molto piccoli, la dose sale; viceversa con *pitch* elevati la dose cala.

Per questa ragione è stato introdotto il valore di $CTDI_{vol}$, che rappresenta in pratica l'ordine di grandezza della dose assorbita da un corpo durante un'indagine TC:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w$$

1.2.3 Prodotto dose-lunghezza, DLP (Dose Length Product)

La dose ovviamente varia con la quantità di corpo esplorato dal fascio di raggi X o più semplicemente a seconda della lunghezza di scansione.

Il DLP è la grandezza dosimetrica che descrive l'esposizione complessiva di un esame TC. Si ottiene moltiplicando il $CTDI_{vol}$ per la lunghezza scansionata (L).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

L'unità di misura del DLP è il $mGy \cdot cm$

Attualmente le grandezze di $CTDI_{vol}$ e DLP sono fornite automaticamente dalle macchine TC e salvate nell'*header* DICOM, quindi archiviate nel PACS insieme alle immagini delle scansioni.

I descrittori di dose $CTDI_w$ e DLP sono stati impiegati come grandezze base nella compilazione dei LDR (livelli diagnostici di riferimento) del D. Lgs. 187/2000, livelli che dovranno essere aggiornati entro il 2018 come effetto della direttiva EURATOM 59/2013.

1.3 Calcolo della dose in TC

Il DLP in TC può essere sfruttato per stimare la dose efficace e quindi effettuare una prima valutazione del rischio radiologico. Per effettuare questi calcoli ci si avvale dei coefficienti di conversione $k_{DLP E}$ (Tab.)

Regione Anatomiche	Neonato	1 anno	5 anni	10 anni	Adulto
Testa e collo	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Testa	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Collo	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Torace	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Addome e pelvi	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Tabella 1: coefficienti di conversione E/DLP in $mSv/(mGy \cdot cm)$

1.3.1 Dose equivalente

I principali metodi utilizzati per la valutazione della dose equivalente negli organi in TC sono di tre tipi: la misura diretta della dose tramite fantocci antropomorfi; l'utilizzo di software di calcolo sviluppati ad hoc; il metodo "analitico", che si basa sull'utilizzo di tabelle, contenenti i coefficienti di conversione da $CTDI_{aria}$ a dose equivalente nell'organo, e su formule matematiche.

In genere, questi metodi contemplano quattro tipologie di paziente: neonato, bambino, donna standard e uomo standard, non permettendo perciò un calcolo personalizzato della dose.

Con il metodo analitico, il fantoccio viene suddiviso in sezioni trasversali da 1 cm di spessore, che vengono numerate, a partire dalla sinfisi pubica, con numeri positivi da 0 a 94, in direzione della testa, e con numeri negativi decrescenti verso i piedi. La regione di scansione viene determinata specificando i numeri delle sezioni irradiate: $z_1, z_2 \dots z_n$.

La dose equivalente nell'organo T si calcola quindi sommando i contributi di dose provenienti da ogni sezione irradiata:

$$H_T = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_{aria} \cdot \sum_{z=z_1}^{z=z_n} f(T, z)$$

I fattori di conversione $f(T, z)$ sono tabulati in funzione dell'organo T, dei kV, della tipologia di paziente e sono espressi in mSv/mGy.

Se l'acquisizione, come avviene ormai per la maggior parte degli esami TC, viene eseguita con la tecnica di modulazione automatica di corrente allora la formula di cui sopra deve essere modificata in:

$$H_T = \frac{{}_nCTDI_{aria}}{pitch} \cdot \sum_{z=z_1}^{z=z_n} mAs(z) \cdot f(T, z)$$

dove ${}_nCTDI_{aria}$ è il $CTDI_{aria}$ normalizzato a 1 mAs e $mAs(z)$ il valore dei mAs erogati durante una rotazione del tubo in corrispondenza della sezione z.

I valori $mAs(z)$ vengono dati automaticamente dal tomografo e in genere sono riportati al margine dei tomogrammi.

I software di calcolo implementano praticamente il metodo analitico. In generale, tali software sono dotati di una banca dati contenente i fattori $f(T, z)$ e i valori dei $CTDI_w$ normalizzati a 1 mAs, ${}_nCTDI_w$, per la maggior parte degli scanner commerciali. I parametri di ingresso richiesti sono l'intervallo di scansione, espresso come sezione iniziale Z_i e sezione finale Z_f , i mAs/rotazione, il *pitch*, la collimazione ed i kV; i dati forniti in uscita sono le dosi equivalenti negli organi e tessuti e la dose efficace.

2. Monitoraggio della dose

Negli ultimi decenni si è assistito ad un crescente impiego delle radiazioni ionizzanti nella pratica medica, sia diagnostica che interventistica.

Questo ha di molto aumentato la dose sulla popolazione, in particolare su quei pazienti che eseguono ripetuti esami diagnostici in un arco di tempo ristretto (e.g. pazienti oncologici).

La preoccupazione per gli effetti stocastici a seguito dell'impiego su larga scala di dosi anche rilevanti di radiazioni ionizzanti, ha portato la comunità scientifica a ricercare strumenti per conoscere le dosi erogate dalle strumentazioni radiologiche.

La necessità di informazione è ribadita anche nella direttiva EURATOM 59/2013 che obbliga il personale medico a comunicare al paziente e anzi a descrivere in dettaglio le dosi per ogni esame, anche per quelle procedure che non comprendano l'impiego di un mezzo di contrasto.

L'attività sistematica di raccolta e analisi dei dati dosimetrici è detta "monitoraggio della dose radiante".

In passato era molto difficoltoso raccogliere dati dosimetrici per ogni paziente o per ogni tipologia di esame in quanto era necessaria l'analisi e la trascrizione manuale delle dosi radianti, con ovvie criticità di errori e omissioni.

Sono però disponibili oggi sul mercato diversi software di monitoraggio che consentono una raccolta tempestiva e in alcuni casi in tempo reale dei dati delle modalità; questi dati sono raccolti e aggregati in statistiche di decine di migliaia di esami, cosa impensabile fino a pochi anni fa.

La possibilità inoltre di avere facilmente a disposizione, con una semplice *query* sul database, tutta la storia radiologica di un paziente permette di impostare una radiologia "su misura", una radiologia cioè che eviti di utilizzare parametri standardizzati e generici per tutti i pazienti.

Due software sono attualmente in fase di sperimentazione presso l'AOUP e più precisamente Dose Watch® (GE Healthcare) e TQM® (Total Quality Monitoring).

2.1 RIS e PACS

La registrazione e il monitoraggio della dose vede la sua prima fase nei sistemi informatici della struttura in cui il software opera. I sistemi informatici che possono essere evidenziati sono:

- il sistema HIS, *Hospital Information System*, responsabile della gestione complessiva del paziente (accettazione, prenotazione degli esami e fatturazione). Ha lo scopo di gestire in modo unitario le informazioni necessarie per i vari aspetti della vita di un ospedale, ma rimane un sistema prevalentemente orientato a finalità amministrativo-finanziarie.
- il sistema RIS (*Radiological Information System*) che ha il compito di assicurare la gestione complessiva del flusso di lavoro e dei dati generali. Offre un prezioso aiuto nelle diverse fasi della gestione del paziente e della procedura diagnostica: prenotazione delle indagini, compilazione della *worklist* giornaliera, registrazione delle modalità tecniche di esecuzione della singola indagine, refertazione, aspetti contabili amministrativi, valutazione dei consumi di materiale, analisi statistiche.
- il sistema PACS (*Picture Archiving and Communication System*) il quale riceve le immagini e i dati associati generati dalle apparecchiature diagnostiche presenti all'interno dell'ospedale e ne consente l'archiviazione e la comunicazione estensiva su stazioni di lavoro opportunamente ubicate.

2.2 DICOM

Il formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) è un altro componente fondamentale del monitoraggio della dose radiante. Infatti questo formato digitale che ha sostituito le pellicole, fornisce tre soluzioni atte a registrare automaticamente le informazioni dosimetriche e gli altri dati relativi all'esame radiologico assieme alle immagini: l'*header* dell'immagine, il *Modality Performed Procedure Step* (MPPS) e il Report Dosimetrico Strutturato (RDSR).

2.2.1 DICOM image headers

L'*header* di un'immagine DICOM è un file di testo contenente molteplici informazioni, tra cui dati relativi al paziente, al protocollo e alla geometria di acquisizione, caratteristiche dell'immagine e grandezze dosimetriche stimate.

Dati diversi sono memorizzati a seconda della modalità e del sistema d'immagine. Tutte le informazioni memorizzate nell'*header* vengono catalogate in gruppi di elementi numerici denominati "Tag DICOM" che individuano in modo univoco i dati. L'aspetto positivo di questa soluzione è che le informazioni di dose sono memorizzate in modo persistente e possono essere archiviate in un PACS. Tuttavia, un certo numero di limitazioni la rendono non adatta a essere una soluzione completa, precisa e a prova di errore:

- le informazioni non possono essere dissociate dalle immagini. Pertanto, quando le immagini non vengono memorizzate anche i relativi dati vengono persi. Ciò riguarda ad esempio le immagini di fluoroscopia, la cui archiviazione è facoltativa, o la cancellazione di immagini non ritenute clinicamente rilevanti. Di conseguenza le informazioni dosimetriche possono essere incomplete;

- nella fase di post-processing vengono ricostruite e/o elaborate nuove immagini, senza che il paziente venga di nuovo esposto, e i dati dosimetrici vengono trascritti nell'*header*. Di conseguenza le informazioni dosimetriche sono ridondanti e portano a stimare una dose al paziente più elevata di quella che ha realmente ricevuto;
- le informazioni dosimetriche sono incomplete. Sebbene lo standard DICOM possa evolvere nella definizione di ulteriori campi per la memorizzazione dei dati di dose, questi saranno facoltativi. Pertanto, i produttori utilizzeranno campi proprietari che saranno inevitabilmente di difficile accesso;
- la mole di dati registrati può essere consistente;
- per alcune modalità, come per esempio l'angiografia, non è obbligatorio registrare un'informazione anatomica codificata. Pertanto la regione anatomica esaminata solitamente non è presente.

2.2.2 DICOM modality performed procedure step (MPPS)

L'MPPS è un messaggio di notifica dello stato dello studio dalla modalità al RIS e/o PACS, in modo che siano informati dei processi in corso. Esso è progettato per la gestione del flusso di lavoro e non viene memorizzato in modo persistente con i dati del paziente.

Il messaggio MPPS registra informazioni quali la dose totale e il tempo di esposizione della fase procedura, la geometria del sistema, l'anatomia del paziente e alcuni dettagli espositivi (anche per la fluoroscopia) come il kVp, la corrente, il tempo di esposizione e i filtri utilizzati.

Al contrario dell'*header* DICOM, con questa soluzione le informazioni dosimetriche vengono memorizzate indipendentemente dalla gestione delle

immagini. Tuttavia, sono presenti anche in questo caso un certo numero di limitazioni:

- i dati dosimetrici sono incompleti;
- l'informazione è transitoria e progettata per il flusso di lavoro, non per l'archiviazione permanente;
- RIS e PACS sono in grado di leggere le informazioni e archivarle, tuttavia non vi sono regole fisse che indichino quali informazioni debbano essere memorizzate nel database;
- le informazioni non possono essere trasmesse tramite supporto esterno, quali CD, DVD, e simili.

2.2.3 DICOM report dosimetrico strutturato

Il RDSR (*Radiation Dose Structured Report*) è un oggetto DICOM il cui contenuto è definito da modelli di report strutturato appropriati per il monitoraggio della dose di radiazione in TC, angiografia, fluoroscopia, mammografia, CR (*Computerized Radiology*), DR (*Digital Radiology*). Questi dati dosimetrici vengono creati, interrogati, recuperati e possono essere elaborati e visualizzati come tutti gli altri oggetti DICOM (quali le immagini). Essi possono inoltre essere archiviati insieme alle immagini, come parte dello studio, nel PACS.

Il RDSR, essendo in grado di fornire informazioni molto più complete in un formato persistente, supera, come strumento per monitorare la dose, i limiti messi in evidenza dall'*header* e dall'MPPS.

I dati dosimetrici vengono registrati per ogni "evento di irradiazione", ovvero ogni qualvolta un'irradiazione venga erogata senza interruzione al paziente. Ad esempio in fluoroscopia un evento (denominato anche *pedal press*) corrisponde all'intervallo di acquisizione tra quando il fascio viene acceso e quando viene spento.

Un'acquisizione di fluoroscopia pulsata o una scansione TC *multislice* rappresentano un singolo evento. Invece, per esempio, la scout e la successiva acquisizione elicoidale sono due eventi separati, analogamente a due diverse pressioni del pedale che aziona la fluoroscopia. Anche l'irradiazione simultanea da due tubi a raggi X, come in un'apparecchiatura *dual energy*, corrisponde a due eventi separati di irradiazione.

Alla fine di ogni fase della procedura eseguita sulla modalità viene creato un oggetto dosimetrico che raccoglie le informazioni relative a tutti gli eventi di irradiazione avvenuti. È poi possibile scegliere di riorganizzare i dati a un livello superiore o inferiore di dettaglio attraverso i sistemi di gestione della dose.

I dati tipicamente contenuti nel report dosimetrico strutturato sono:

- per tutte le modalità: tensione di picco (kVp), corrente (mA), collimazione, filtri, ecc.
- per la TC: DLP (*Dose Length Product*), CTDIvol (*Computerized Tomography Dose Index volume*), dose efficace.
- per le procedure fluoroscopiche e interventistiche: DAP (*Dose Area Product*), dose cumulativa al punto di riferimento, geometria di acquisizione, tempo di fluoroscopia.
- per la mammografia: AGD, kerma in aria di ingresso al punto di riferimento, compressione, spessore emivalente.
- per CR e DR: indice di esposizione e indice di deviazione.

Oltre alle informazioni dosimetriche, il RDSR contiene dati relativi a:

- paziente e studio;
- apparecchiatura, medico responsabile dell'esame e tecnico esecutore;
- fattore di calibrazione del sistema dosimetrico;
- geometria di irradiazione per ogni evento;
- anodo, collimazione, filtri.

3. Software di monitoraggio della dose

I software per il monitoraggio della dose sono installati su server collegati alla rete della Radiologia e recuperano le informazioni dosimetriche in tempo reale tramite l'interrogazione diretta dell'apparecchio utilizzato o con un ritardo di qualche ora attraverso la lettura dei dati dall'*header* DICOM, ricavato con un'interrogazione al PACS.

Gli stessi dati permettono all'utente di impostare livelli di dose soglia sulla base delle statistiche ottenute. Se tali limiti dosimetrici vengono superati o viene superato un certo numero di eventi di irradiazione, i software generano automaticamente un avviso visibile nell'interfaccia grafica sotto forma di icona e segnalato anche al personale responsabile tramite e-mail.

Il funzionamento di questi software è strettamente correlato al funzionamento del RIS\PACS e fondamentale è l'assegnazione di un ID univoco al paziente in modo da poter ricostruire la sua storia dosimetrica e renderla disponibile al radiologo per le valutazioni relative alla giustificazione dell'indagine. Questi software, infine, consentono la visualizzazione dei

parametri tecnici di esami precedenti, il radiologo può così decidere la dose appropriata da erogare.

Nell'AOUP sono in fase di sperimentazione dal 2013 due software per il monitoraggio informatico della dose radiante: *Total Quality Monitoring/Dose* (TQM) della *Qaelum* e *DoseWatch* della *General Electrics*.

3.1 TQM

Questo programma è collegato a tutte le macchine che utilizzano radiazioni ionizzanti presenti in azienda collegate al PACS.

Ogni Modalità che invia dati dosimetrici al PACS può essere monitorata acquisendo dati direttamente dall'*header* DICOM oppure, nel caso che la macchina non generi un report dosimetrico, con una modalità chiamata *secondary capture*. In questo secondo caso, un software OCR (*optical character recognition*) dedicato recupera i dati dall'immagine generata dalla macchina.

Se invece il report di dose è presente, il software recupera i dati direttamente dalle stringhe dell'*header* DICOM tramite una richiesta al sistema PACS.

A Pisa le modalità collegate con TQM sono mammografia, radiologia tradizionale, TC e le modalità che afferiscono alla medicina nucleare; il programma è comunque predisposto a monitorare la dose di tutti gli esami che erogano radiazioni ionizzanti.

TQM permette la ricerca dei dati dosimetrici e tecnici tramite la ricerca per singolo paziente o per singolo studio oppure visualizzando tutti i dati relativi a una singola macchina o a una singola sede.

Una funzionalità interessante è quella di rendere disponibili statistiche capaci di mostrare il rispetto dei Livelli Diagnostici di Riferimento. Non meno importanti sono le valutazioni relative alla dosimetria media per tipo di esame, per apparecchiatura utilizzata, per operatore, per fascia oraria o per giorno della settimana.

Queste analisi possono risultare molto utili mostrando vari tipi di criticità, quali l'aumento della dosimetria media durante le ore notturne (in cui il personale è chiamato in reperibilità) oppure un picco dovuto ad una non ottimale collaborazione fra radiologo e TSRM.

E' prevista una "*modality comparison*" che permette la comparazione del DLP di apparecchiature diverse ed una "*location comparison*" che permette di mettere a confronto i dati dosimetrici di sedi diverse.

E' possibile anche effettuare una comparazione basata su gruppi di studi definiti da criteri di popolazione.

Una volta selezionato uno studio si accede alla pagina "*study details*" da cui si possono ricavare informazioni generiche dello studio, notifiche, valutazione della qualità clinica, informazioni sulla serie di immagini, *organ dose*, storia del paziente.

Tramite il tab "*activity stream*" si può accedere a una pagina in cui è possibile aggiungere commenti e valutare l'esame come positivo o negativo, funzione utile per l'addestramento o per gli audit.

All'avvio del programma, invece, si apre lo "*start portal*", una pagina personalizzabile dai singoli utenti.

Importante caratteristica del programma è la possibile creazione di *dashboard* personalizzabili tramite la scelta, da una lista, dei dati e dei relativi grafici da inserire nella *dashboard* stessa.

Gli avvisi vengono attivati quando uno studio presenta un livello di dose che supera il 75° percentile rispetto agli studi simili.

E' sempre possibile richiedere l'esportazione di ulteriori dati in formato Excel o CSV.

TQM offre la possibilità, per ogni gruppo di studi, di personalizzare dei *range* di valori statici oltre i quali il programma crea una notifica di pericolo collegata allo studio che ha superato tali valori.

Ci sono due *range* di valori, quello dei valori accettabili (ACC) e quello dei valori raggiungibili (*achievable*, ACH). Ogni studio situato fuori dal *range* ACC dovrebbe essere considerato una criticità, se invece uno studio è situato dentro il *range* ACC ma fuori dal *range* ACH dovrebbe essere considerato come un avvertimento.

3.2 DoseWatch

Il software DoseWatch riceve i dati dosimetrici direttamente dalle modalità utilizzando il protocollo MPPS o tramite i RSDS; i dati sono quindi disponibili in tempo reale. In caso non fosse possibile utilizzare il RSDS, il software è in grado di acquisire dati utilizzando l'*header* DICOM o un OCR dedicato.

DoseWatch è predisposto per la ricezione di dati dosimetrici relativi a mammografie, radiologia interventistica, fluoroscopia e TC.

Il software DoseWatch è organizzato in 4 sezioni accessibili dal menu principale: monitoraggio, analisi, report, amministrazione.

La sezione di monitoraggio elenca gli esami programmati ed eseguiti; la sezione analisi presenta strumenti di analisi come DLP per studio e studi con livello alto.

La sezione report presenta strumenti per la creazione di report personalizzabili e quella di amministrazione strumenti di configurazione generale, informazioni e strumenti di gestione.

Con DoseWatch, inoltre, si possono creare studi personalizzati di dose cumulativa, eseguendo una ricerca per singolo paziente.

Selezionando uno studio in particolare si aprirà la pagina relativa con un banner da cui si può accedere a diverse schede, alcune comuni a tutte le modalità, altre specifiche per ogni modalità. Quelle comuni sono:

- panoramica studio che serve a visualizzare l'esame corrente e a confrontarlo con esami simili (ogni modalità presenta grafici dedicati);
- dettagli studio per visualizzare le informazioni dettagliate sull'esame (parametri di acquisizione, dose ecc.);
- commenti per inserire osservazioni sull'esame.

Inoltre per la TC sono presenti le schede “vista SSDE (*Size Specific Dose Estimate*)” e “analisi qualità” utili a controllare la centratura del paziente e la modulazione di corrente.

Per gli esami di radiologia interventistica (CV/IR) è presente la scheda “mappa dell'incidenza” per visualizzare l'Air Kerma distribuito in base all'angolazione del *gantry*. Per tutte le modalità è comunque possibile accedere all'intera storia dosimetrica del paziente.

Sono disponibili 2 tipi di notifiche:

- Notifiche su “Ripeti studio”: se è stato già eseguito un altro esame con la stessa descrizione dello studio nelle ultime 48 ore;
- Notifica della dose cumulativa sulla base della cronologia del paziente (dose totale e numero totale degli esami).

I livelli a cui scattano gli avvisi sono fissi o basati sulle statistiche, i valori media, mediana e il 75° percentile della dose vengono aggiornati ogni notte.

3.3 Criticità dei software di monitoraggio

Benché in fase di sperimentazione, i software in uso presso l'Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana hanno mostrato qualche criticità che è stata prontamente segnalata e parzialmente corretta dai team di sviluppo dei software stessi.

Oltre ai noti problemi di riconciliazione nei sistemi RIS-PACS ai quali il personale deve costantemente far fronte, uno dei problemi riscontrati più di frequente è l'errata assegnazione dell'età ai pazienti, con pazienti attribuiti al settore pediatrico a causa dell'*header* DICOM non correttamente compilato. Questo errore non può certamente essere attribuito al software di monitoraggio, ma il nodo sta sicuramente nel passaggio di dati dalla macchina che ha eseguito l'esame verso l'archiviazione. La particolarità sta nel fatto che i dati RIS e PACS non contengono errori (Fig.1).

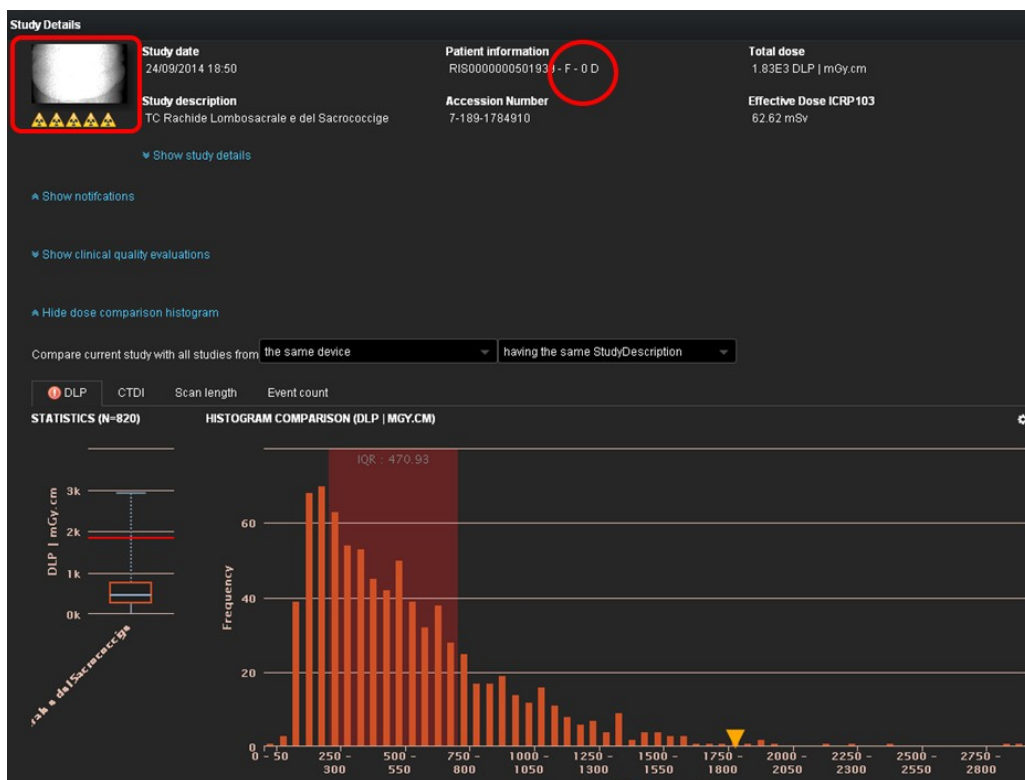


Figura 1: dallo scout [in alto a sinistra un'anteprima] è intuibile come questo paziente non può avere zero giorni

Un'altra frequente anomalia nelle dosi (dosi elevate che generano avvisi da parte del sistema di monitoraggio) è dovuta al rilevamento di più scansioni "virtuali" non realmente eseguite.

Nell'esempio delle Figg. 2-3, il software ha letto come diverse scansioni con erogazione di dose quelle che in realtà sono ricostruzioni e rielaborazioni MPR. E' infatti possibile confrontare i dati di TQM con quelli presenti nel PACS, in cui si riscontra che la dose effettiva è stata la metà.

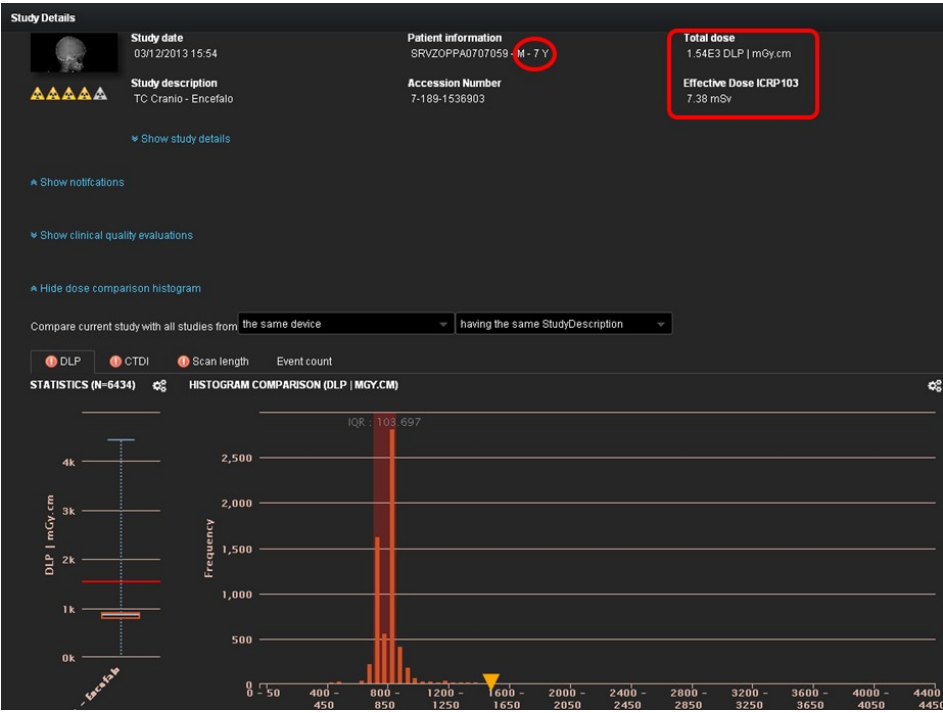


Figura 2: un bambino di 7 anni con una dose erogata presunta di 1540 mGy.cm

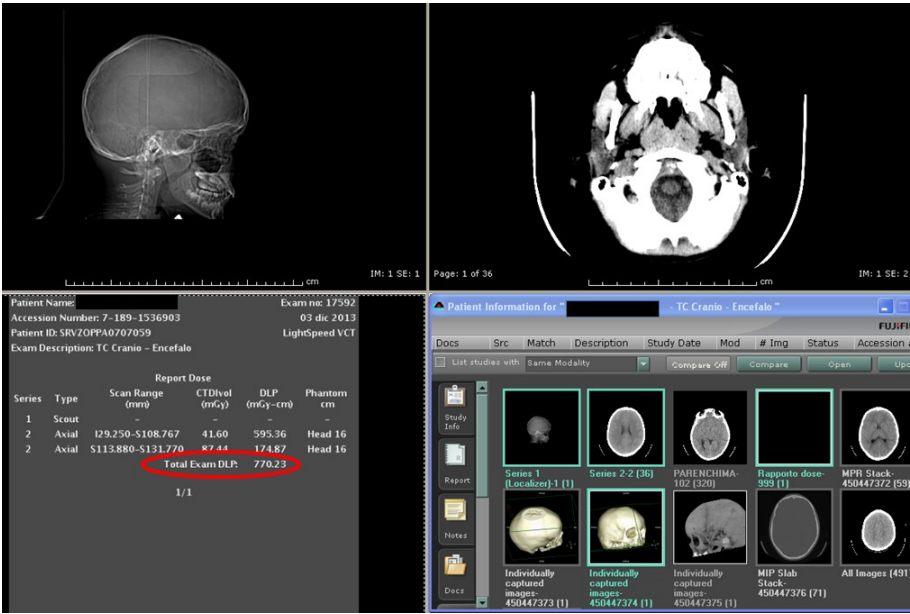


Figura 3: dal confronto con i dati PACS si scopre che TQM ha letto le ricostruzioni come scansioni

In conclusione, i software di monitoraggio rappresentano certamente il futuro della radiologia, rappresentando strumenti utili all'affinamento di tecniche e protocolli. Potrebbero essere impiegati anche per una valutazione in termini di qualità del lavoro che un dato reparto o un singolo operatore svolgono, con una trasparenza verso i pazienti che è dovuta, visti gli effetti che le radiazioni ionizzanti possono avere sull'organismo umano.

Ma per il momento resta l'esigenza di una stretta supervisione e correzione dei dati che i software in automatico raccolgono: una statistica può essere pesantemente falsata da diversi esami con valori non reali; così come la storia radiologica di un paziente può essere inficiata da dosaggi errati, sia in difetto che in eccesso.

4. Rischio radiobiologico

Le radiazioni ionizzanti sono in grado di interagire con la materia a livello atomico, tramite eccitazioni e ionizzazioni.

Nel caso degli esseri viventi, il DNA è il bersaglio principale del loro effetto ma possono essere bersagli anche altri componenti subcellulari come mitocondri, proteine, membrane.

Quando avviene un'eccitazione, l'energia rilasciata dalla radiazione causa lo spostamento di un elettrone a un livello energetico superiore; l'atomo diventa quindi instabile e tende a emettere energia sotto forma di energia elettromagnetica in quantità pari alla differenza degli stati energetici coinvolti, fino a tornare ad uno stato di equilibrio.

Con ionizzazione, invece, si intende quel processo per cui l'energia della radiazione è tale da far espellere uno o più elettroni dagli orbitali atomici, determinando così la ionizzazione dell'atomo.

Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sono il risultato combinato del diretto assorbimento di energia a livello molecolare e l'indiretto danno da stress ossidativo prodotto dalle specie reattive dell'ossigeno (radicali liberi) in seguito a radiolisi delle molecole d'acqua.

4.1 Linear Energy Transfer

Il *Linear Energy Transfer* (LET) è la grandezza che misura la densità di ionizzazione lungo la traccia di una particella ionizzante e permette di comparare l'energia rilasciata dai differenti tipi di radiazione. Il LET è espresso in energia media rilasciata in keV per micrometro (keV/ μ m) o in MeV per cm di tessuto attraversato (MeV/cm). Gli eventi di deposizione dell'energia saranno sempre più numerosi e ravvicinati al crescere del LET.

Le radiazioni si possono quindi dividere in radiazioni a basso e a alto LET: quelle a basso LET (o a ionizzazione sparsa) sono raggi X, γ , gli elettroni veloci (LET tra 0,3 e 2,5 keV/ μ m) e danno luogo a ionizzazioni spazialmente ben separate tra loro; quelle a alto LET (o densamente ionizzanti) sono particelle α , protoni, neutroni, ioni pesanti e danno luogo a una densa sequenza di ionizzazioni (LET superiore a 50-100 keV/mm).

L'importanza del LET è data dal fatto che radiazioni densamente ionizzanti possono facilmente provocare due lesioni vicine, criterio necessario per la formazione di aberrazioni cromosomiche complesse.

La densità di ionizzazione insieme al numero delle stesse definisce l'efficacia biologica di una determinata radiazione, quindi ad esempio 1 Gy di neutroni ha un effetto biologico molto maggiore rispetto a 1 Gy di raggi X.

4.2 Effetti clinici delle radiazioni ionizzanti

Gli effetti clinici delle radiazioni ionizzanti possono essere suddivisi in due categorie:

- danni deterministici
- danni stocastici

Quelli deterministici includono radiodermite, eritemi cutanei, necrosi della pelle, opacità osservabili del cristallino e cataratta, sterilità temporanea o permanente, sindrome acuta da irradiazione; questi effetti insorgono rapidamente dopo l'esposizione, presentano una dose sotto alla quale non si manifestano (dose-soglia) e riguardano gli individui esposti a dosi di radiazioni medio-alte. Solitamente insorgono a seguito di procedure di radiologia interventistica.

I danni stocastici invece sono a carattere probabilistico e sono causati dall'induzione di mutazioni delle cellule somatiche e germinali. Il danno delle cellule somatiche è rappresentato dalla formazione di tumori solidi e leucemie, il danno alle cellule germinali è rappresentato dall'induzione di mutazioni trasmissibili alla progenie. A differenza dei deterministici non presentano una dose-soglia e possono manifestarsi dopo molto tempo dall'esposizione; la dose assorbita non correla con l'entità del danno ma con la loro frequenza di insorgenza.

Proprio per questo, per descrivere il danno stocastico, è stato scelto un modello chiamato *Linear No Threshold* (LNT). Questo modello si basa sulla concezione che anche la più piccola quantità di radiazioni aumenta il rischio di sviluppare danni stocastici e che il rischio aumenta linearmente all'aumentare della dose assorbita; altra caratteristica del danno stocastico è la variazione del rischio con il sesso e con l'età: è maggiore nella donna, più basso negli anziani e più alto nei bambini poiché presentano cellule in rapida divisione e una aspettativa di vita più alta al momento dell'esposizione. La differenza è tale che per una stessa esposizione un bambino di 1 anno ha una probabilità 3-4 volte maggiore di un adulto di 50 anni di sviluppare un cancro.

Secondo le ultime stime di rischio radiologico pubblicate nel rapporto BEIR VII (*committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation*), il rischio per cancro (fatale e non fatale) per una singola dose di 15 mSv di una angio-TC coronarica (dose corrispondente a 750 radiografie del torace) è di 1 su 750 nell'adulto.

In accordo alle stime del BEIR VII, si è stimato che le TC eseguite nel 2007 negli Stati Uniti produrranno circa 29.000 nuovi cancro, di cui un terzo sarebbero il risultato di un'esposizione nel periodo fra i 35- 54 anni e il 15% collegabile a un'esposizione nei pazienti di età inferiore ai 18 anni di età. Si valuta che per ogni 10 mSv di radiazioni a cui un paziente è stato esposto aumenti del 3% il suo rischio di sviluppare un cancro.

4.3 Rischio nei bambini

4.3.1 Esposizione fetale

Ci sono rischi sull'esposizione del feto alle radiazioni ionizzanti in ogni parte della gravidanza, ma gli effetti sono differenti a seconda dello stadio di sviluppo del feto: il rischio è più rilevante durante il periodo dell'organogenesi nel periodo fetale precoce.

Nelle 8-25 settimane post-concepimento il feto è particolarmente sensibile alle radiazioni: dosi superiori ai 100 mGy possono condurre ad una riduzione dell'IQ (quoziente intellettivo); dosi fetali nell'ordine dei 1000 mGy possono causare ritardo mentale di grado severo e microcefalia, in particolare se ricevute durante le prime 8-15 settimane.

4.3.2 Esposizione post natale

Attualmente si cerca di limitare quanto più possibile l'esposizione dei neonati alle radiazioni ionizzanti, ricorrendo quando possibile a tecniche che non impieghino raggi X per la diagnosi di patologie congenite (RMN, Ecografia).

Tuttavia esiste più di un ambito in cui la radiazione ionizzante è fondamentale e le parti da sottoporre a diagnosi sono adatte all'impiego di TC perinatale: due esempi sono la sordità congenita e le malformazioni del cranio.

Lo studio del tessuto osseo infatti risulta più agevole con l'impiego della TC a scapito della RMN; inoltre gli scanner TC sono più diffusi e meno costosi, risultando uno strumento fondamentale nella diagnostica anche del neonato.

Secondo dati sperimentali e statistici, emergerebbe un piccolo ma significativo rischio individuale di aumento di neoplasie, durante il corso della vita, nei bambini irradiati alle dosi comunemente impiegate con la TC spirale.

I pazienti pediatrici sarebbero più sensibili alla dose utilizzata dalla TC spirale rispetto ad un adulto di età media con le bambine ancor più sensibili dei maschi. Dagli studi emerge anche una correlazione tra numero di esami radiografici e rischio di leucemia linfatica acuta nei bambini al di sotto dei 10 anni, un rischio che perdurerebbe tutta la vita.

Una ricerca attuata negli Stati Uniti, dove vengono eseguite 2,7 milioni di TC all'anno sui bambini, sostiene che la TC in pediatria può risultare la metodica più pericolosa e che il 30% di questi esami è inutile.

E' da sottolineare che la TC rappresenta il 5% degli esami con radiazioni ionizzanti, ma determina fino al 40% della dose erogata alla popolazione.

4.4 Malattie correlate a radiazioni

4.4.1 Leucemia

Studi sui sopravvissuti alle esplosioni delle bombe atomiche di Hiroshima e Nagasaki hanno mostrato un incremento sia nell'incidenza di leucemia con associata mortalità. Il rischio di leucemia da radiazioni è più elevato rispetto agli altri fattori di rischio e la malattia si sviluppa precocemente rispetto ai

tumori solidi. Il rischio di leucemia è più alto per esposizioni che avvengono nell'infanzia ma tende a decrescere 10-15 anni dopo l'esposizione. Molti degli studi confermano un aumento del rischio per alte dosi di esposizione.

4.4.2 Cancro alla mammella

Anche il cancro alla mammella è stato associato con l'esposizione precoce a radiazioni ionizzanti. Le bambine che all'epoca dello scoppio delle bombe atomiche avevano meno di 10 anni (e quindi poco o nessun tessuto mammario) hanno avuto un'incidenza molto superiore di cancro al seno.

Risultati simili sono stati ottenuti dallo studio di giovani pazienti sottoposte a ripetuti esami fluoroscopici.

Sulla base di queste scoperte, si raccomanda di schermare la mammella (ove possibile) durante le procedure diagnostiche e terapeutiche.

4.4.3 Cancro della tiroide

La ghiandola tiroidea è altamente suscettibile alle radiazioni durante l'infanzia. In studi LSS (*Life Span Studies*) è stata dimostrata una forte associazione tra cancro della tiroide ed esposizione dei soggetti prima dei 19 anni di età. L'irradiazione dei bambini, sia per esami diagnostici, sia per procedure terapeutiche con radiazioni ionizzanti, può dunque incrementare il rischio di cancro della tiroide. L'esempio storico più lampante si è avuto dopo l'incidente della centrale nucleare di Chernobyl nel 1986.

Dopo quell'evento circa 2000 bambini hanno sviluppato una neoplasia e nelle zone ancora pesantemente contaminate l'incidenza è 100 volte superiore alla popolazione generale non esposta.

4.4.4 Tumore cerebrale

Le radiazioni ionizzanti sono state messe in relazione anche con i tumori cerebrali, anche se l'associazione risulta più debole rispetto alle altre patologie elencate. Va notato però come molti tumori cerebrali associati a radiazioni ionizzanti siano benigni, con l'eccezione di quelli sviluppati in pazienti che hanno subito cure radioterapiche. La correlazione è più evidente in soggetti esposti prima dei 20 anni di età.

5 Tecniche per la riduzione della dose

La necessità dell'utilizzo di mezzi quali la TC per la diagnostica anche nei neonati o su bambini entro i 5 anni di età, non giustifica il fatto che queste tecniche comportino una dose notevole.

L'evoluzione tecnologica però ha permesso di sviluppare strumenti utili a ridurre la dose su quei pazienti in cui l'uso delle radiazioni ionizzanti è irrinunciabile.

5.4 Appropriatezza dell'esame

Al vertice degli accorgimenti per ridurre la dose erogata alla popolazione pediatrica è necessario menzionare l'appropriatezza dell'esame: cade sotto al responsabilità del medico radiologo la scelta di effettuare o meno un dato esame per una richiesta clinica ed egli ha il dovere di decidere se esistano altre metodiche equivalenti per giungere ad una diagnosi utile o se l'esame con radiazioni ionizzanti sia l'unica opzione valida.

5.5 Schermatura del paziente

L'utilizzo di protezioni di materiale ad alto numero atomico è da sempre una pratica molto controversa per ciò che concerne la riduzione della dose in tomografia computerizzata. Molti sono gli studi che hanno cercato di comprendere la reale utilità di tali dispositivi, senza peraltro giungere a una chiara conclusione. In questo ambito è bene distinguere fra protezioni poste al di fuori dei segmenti corporei esaminati rispetto a quelle poste direttamente sulle zone da studiare; nel primo caso si utilizzano generalmente gli ormai collaudati camici o teli a base di piombo, mentre nel secondo sta acquistando interesse l'utilizzo delle protezioni in bismuto, materiale con un numero atomico simile a quello del piombo, in grado di schermare efficacemente le radiazioni in arrivo limitando gli artefatti prodotti.

La protezione di organi radiosensibili posti ai confini delle zone esaminate deve prevedere il posizionamento di camici e telini piombati esattamente al limite della scansione; l'intensità dell'irradiazione decresce in maniera quadratica rispetto alla distanza e quindi anche pochi centimetri possono fare la differenza fra una protezione efficace e una superflua. Le protezioni vanno poste intorno al paziente o superficialmente, prediligendo la schermatura del lato in cui si trovano organi radiosensibili come tiroide, mammelle e gonadi. È bene ricordare che questi presidi agiscono su una minima quota di radiazioni; infatti, meno dell'1% dell'energia del fascio principale in TC si disperde in radiazioni diffuse e, di queste, possiamo eliminare solo il 5% cioè la quota che non agisce all'interno del corpo.

Le protezioni in bismuto vengono invece poste a protezione di organi particolarmente radiosensibili che si trovano compresi nella zona di scansione.

I primi studi si sono concentrati sulla misurazione della dose che giungeva agli organi radiosensibili senza e con le protezioni di bismuto utilizzando la tecnica di scansione a modulazione fissa della corrente. Il vantaggio prodotto dalle protezioni in bismuto, nonostante esse determinassero la comparsa di alcuni artefatti, risultava talmente evidente da far pensare che il loro utilizzo fosse assolutamente indispensabile.

In realtà, la successiva introduzione dei sistemi di modulazione automatica della corrente ha fortemente ridimensionato l'importanza delle protezioni in bismuto, rendendo più controversa la valutazione della loro reale efficacia. Recenti studi hanno cercato di capire come poter abbinare le protezioni in bismuto con l'utilizzo degli esposimetri automatici cercando di sfruttare i vantaggi di entrambi i dispositivi, così da avere minore dose a organi radiosensibili posti in superficie e diminuzione generalizzata della dose per organi localizzati a maggiore profondità. È bene sottolineare che in questo caso occorre posizionare le protezioni in bismuto dopo aver eseguito lo scout e non prima, in quanto nel secondo caso il software della modulazione della

dose registrerebbe anche l'attenuazione prodotta dal bismuto con conseguente incremento della dose erogata nella successiva fase di scansione.

5.6 Riduzione della tensione al tubo

Uno dei metodi più aggressivi per la riduzione della dose in TC spetta di diritto alla diminuzione della tensione del tubo, ovvero dei kV. I kV in radiologia determinano la velocità con cui gli elettroni vanno a collidere con l'anodo, producendo le energie massime erogabili. Quindi, con una tensione di 120 kV avremo un fascio di raggi X in uscita molto più energetico di un fascio prodotto da una tensione di 80 kV, che consente di attraversare strutture molto più "dense" o, in alternativa, maggiori spessori. Una volta scelti i kV sufficienti per la struttura che si deve esaminare, un ulteriore aumento della tensione provoca una brusca crescita della dose erogata, tanto che passare da 80 a 120 kV significa aumentare la dose di circa il 60%. A questo punto è evidente come la scelta della giusta tensione diventi una delle principali variabili che il tecnico di radiologia deve sapere gestire nella programmazione di un esame TC, valutando con attenzione con quali pazienti e con quale tipologia di esami può essere ridotta, senza correre il pericolo di diminuire la qualità finale delle immagini prodotte.

La diminuzione dei kV rende il fascio dei raggi X prodotto più "sensibile" alla struttura atomica dei segmenti corporei esaminati, il che facilita il compito del computer che deve elaborare i dati, contribuendo a un considerevole aumento del contrasto delle immagini. Questo è vero, in particolare per tutti gli esami che utilizzano mezzi di contrasto ad alto numero atomico (in genere iodio); in questi casi una riduzione dei kV contribuisce a un sensibile aumento del rapporto segnale/rumore (S/R) e, nel contempo, a una notevole riduzione della dose di radiazioni.

La scelta di utilizzare protocolli con bassi valori di chilovoltaggio è ormai entrata nella normale pratica quotidiana; l'aumento dell'*enhancement*

prodotto può essere sfruttato oltre che per abbassare la dose radiante anche per diminuire la quantità di mezzo di contrasto con considerevoli vantaggi per i pazienti con insufficienza renale.

Per facilitare l'utilizzo della giusta tensione al tubo sono stati recentemente creati software che, in base all'assorbimento delle radiazioni registrate durante l'esecuzione dello scout e in base al tipo di esame (senza mezzo di contrasto, con contrasto, vascolare, ecc.), scelgono automaticamente il corretto valore dei kV, cercando di ottimizzare il rapporto fra qualità di immagine e dose finale erogata (e.g. Care kV, Siemens Medical Solutions).

5.7 Modulazione di corrente

I dispositivi di modulazione automatica della corrente rappresentano senza ombra di dubbio la principale innovazione tecnologica presente sugli attuali tomografi in grado di limitare la dose erogata al paziente.

Fino agli anni '90, la corrente al tubo veniva mantenuta costante per tutta la lunghezza della scansione nella totalità degli esami TC, senza alcuna variazione del valore dei mA. Nei primi strumenti TC progettati per la scansione dell'encefalo, la necessità di modificare il valore dei mA durante l'acquisizione non veniva avvertita, in quanto i diversi angoli di proiezione avevano approssimativamente la stessa attenuazione.

Tale modalità di acquisizione fu inizialmente adottata anche nei primi scanner total body, dato che non era ancora disponibile alcun dispositivo tecnologico in grado di modulare la corrente del tubo. Tuttavia, poiché l'attenuazione dei fotoni varia a seconda dei diversi distretti corporei che si trovano ad attraversare, mantenendo costante il valore dei mA il rumore presente nei pixel delle varie immagini non è uniforme, producendo un data-set di immagini qualitativamente differenti. Prendendo ad esempio una scansione del distretto toraco-addominale, per evitare una degradazione della qualità delle immagini dei distretti caratterizzati da una maggiore attenuazione (addome) occorre impostare un valore più elevato dei mA, con

conseguente eccessiva erogazione di dose nei distretti a più bassa attenuazione (torace). Utilizzando, invece, un dispositivo di regolazione automatica dei mA, possiamo ottenere immagini con un costante livello di rumore e una riduzione della dose erogata in base ai diversi angoli di proiezione e alla diversa regione corporea esaminata.

La modulazione della corrente del tubo viene essenzialmente eseguita con tre diverse modalità: longitudinale, angolare e combinata. La modulazione longitudinale è una tecnica che consente di variare la corrente del tubo lungo l'asse longitudinale del paziente, utilizzando valori di attenuazione misurati durante l'esecuzione di uno o due scout, acquisizioni planari che vengono eseguite prima della scansione vera e propria. Le zone a minore attenuazione, come ad esempio il torace (che contiene principalmente aria), necessiteranno di minor dose, mentre zone a maggiore attenuazione, come ad esempio la pelvi (che contiene ossa e tessuti molli), richiederanno una dose più elevata. Prima di effettuare la scansione il radiologo e il tecnico possono verificare la corretta distribuzione della dose lungo l'asse z del paziente mediante grafici o tabelle, a seconda delle diverse ditte costruttrici.

La modulazione angolare trova invece il suo razionale nella diversa attenuazione registrata dai molteplici angoli di proiezione durante una singola rotazione che il tubo radiogeno compie intorno al paziente. Se prendiamo come esempio la scansione del cingolo scapolare, gli angoli di proiezione antero-posteriore e postero-anteriore saranno sicuramente meno attenuati di quelli con orientamento latero-laterale dove, per la presenza delle ossa del cingolo scapolare, i fotoni incontreranno una maggiore resistenza alla penetrazione. Se manteniamo costante l'erogazione dei mA durante l'intero arco di rotazione, le immagini prodotte dalle proiezioni laterali daranno luogo ad artefatti da indurimento del fascio, degradandone la qualità; in alternativa, per limitare tale artefatto dovremmo aumentare notevolmente la dose radiante, causando in questo caso un incremento della dose erogata al paziente nelle proiezioni con orientamento antero-posteriore e postero-

anteriore. Scopo della modulazione angolare è proprio quello di modulare la corrente al tubo in base alla diversa attenuazione registrata durante la rotazione, riducendo notevolmente la dose erogata e mantenendo una costante qualità delle immagini prodotte.

La modulazione angolare può funzionare o con tecnica *scout based* (basata sullo scout) o con tecnica *on fly* (in tempo reale): nel primo caso la modulazione viene effettuata in base all'attenuazione registrata durante alcuni angoli di proiezione (di solito 4) di uno o di entrambi gli scout eseguiti, mentre nel secondo caso la modulazione viene effettuata durante la scansione stessa, misurando l'attenuazione durante un'emirotazione e adattando i mA nell'emirotazione successiva.

Se nel primo caso abbiamo lo svantaggio di un'approssimazione dell'attenuazione registrata durante una singola rotazione e il vantaggio di fornire in anticipo allo scanner i valori di attenuazione, nel secondo caso abbiamo il vantaggio di una più accurata misurazione dei valori di attenuazione ma lo svantaggio di un non facile adattamento della rampa termica alle variazioni di attenuazione che si possono registrare tra una rotazione e quella successiva, come accade ad esempio nel passaggio toraco-addominale o quando si utilizzano protocolli a *pitch* elevato (ovvero con avanzamento rapido del lettino porta paziente).

La modulazione combinata (*combined modulation*) consiste essenzialmente nell'utilizzare in contemporanea sia la modulazione longitudinale che quella angolare, traendo vantaggi da entrambi i dispositivi. Attualmente essa rappresenta il sistema più utilizzato di modulazione automatica della corrente presente sugli attuali tomo- grafi multistrato, denominata con diversi nomi a seconda delle diverse ditte costruttrici (Sure Exposure, Toshiba; Auto mA e Smart mA, General Electric; Care Dose, Siemens; Dose Right, Philips). L'utilizzo di tali sistemi di modulazione dei mA, nelle loro diverse varianti, consente una notevole riduzione della dose erogata al paziente (fino al 40% di risparmio della dose).

Purtroppo, nonostante tale informazione sia stata ampiamente documentata con numerose pubblicazioni, è tutt'altro che raro vedere eseguire scansioni di ampi distretti corporei senza alcuna modulazione, comportamento che, eccetto pochi casi, non trova più alcuna giustificazione. È opportuno inoltre sottolineare che i dispositivi di modulazione automatica prodotti dalle diverse ditte, pur basandosi su principi comuni, presentano particolari caratteristiche che, se non perfettamente conosciute, possono portare gli operatori a commettere gravi errori e a erogare al paziente dosi molto elevate. È quindi opportuno che il tecnico di radiologia sia correttamente formato dagli *application specialists* delle varie ditte sulle caratteristiche dei dispositivi di ogni specifica strumentazione che si trova a utilizzare.

E' da rilevarsi che comunque ancora oggi troppi centri non adottino ancora la modulazione automatica di corrente su TC cranio pediatriche a causa della difficoltà nel posizionare la testa nell'isocentro del *gantry*; questo è dovuto al fatto che anche un minimo spostamento della testa dall'isocentro può aumentare in modo significativo il rumore delle immagini.

5.8 Limitazione della lunghezza di scansione

La dose totale di un esame TC è ovviamente dipendente dalla lunghezza delle scansioni eseguite. A parità di altri fattori, una scansione *total body* erogherà al paziente una dose di radiazioni superiore a quella, ad esempio, della scansione del solo distretto toracico. È quindi fondamentale, una volta valutata l'appropriatezza dell'esame TC, delimitare l'area di scansione in rapporto al quesito clinico, senza irradiare inutilmente altre parti del corpo. Ad esempio, nel follow-up di pazienti oncologici o anche in esami di screening, l'ecografia, metodica di indagine non ionizzante, può essere adottata per limitare la lunghezza delle scansioni TC da effettuare (come nel caso dello studio del collo per la valutazione di linfonodi).

Anche nel caso dell'acquisizione di un distretto ben delineato, come ad esempio il torace, il tecnico di radiologia deve selezionare con attenzione i limiti della scansione da eseguire, utilizzando i due scanogrammi con proiezione antero-posteriore e latero-laterale che vengono acquisiti prima della scansione ed evitando di estendere quest'ultima oltre i limiti necessari. Ogni centimetro di scansione risparmiato consente di limitare la dose erogata al paziente, nel rispetto del principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) che sta alla base della moderna radio- diagnostica.

L'utilizzo di protocolli che prevedono la ripetizione di un numero elevato di scansioni rappresenta un'altra delle principali cause dell'incremento della dose erogata per singolo esame. Tutto ciò si verifica nel caso di esami che prevedono scansioni pre- e post- contrastografiche e in protocolli cosiddetti multifasici, ovvero con acquisizioni ripetute a diverso tempo dalla somministrazione del mezzo di contrasto. Ripetere una scansione significa raddoppiare la dose erogata e, sebbene gli effetti stocastici delle radiazioni non possano essere sommati direttamente, ciò si traduce comunque in un incremento della possibilità che tali effetti si verifichino.

È quindi opportuno, in base al quesito clinico e all'anamnesi del paziente, cercare di limitare il numero di scansioni ripetute. Allo stesso modo è opportuno cercare di limitare l'eccessiva ripetizione di esami TC, che possono portare il paziente a eseguire l'indagine TC numerose volte durante un solo anno, come accade frequentemente nel follow-up di pazienti oncologici.

5.9 Algoritmi di ricostruzione iterativi

Come già esposto precedentemente [1.1.1], sono attualmente disponibili nuovi algoritmi di ricostruzione iterativi che si basano su modelli statistici per ridurre selettivamente il rumore dalle immagini.

Questi algoritmi permettono di abbassare kV e mA al tubo senza compromettere la qualità finale delle immagini.

Infatti, anche partendo da immagini con un SNR (*Signal Noise Ratio*) sfavorevole, la workstation è in grado di restituire immagini diagnosticamente valide per la successiva lettura da parte del medico radiologo. Lo svantaggio sta nel fatto che gli algoritmi di ricostruzione iterativi sono legati a doppio filo con una capacità hardware che non tutte le consolle hanno, oltre a limiti intrinseci del software (una percentuale di ricostruzione iterativa falsifica l'immagine).

5.10 Filtri conformazionali

Nelle ultime apparecchiature in commercio un ruolo importante nella riduzione della dose spetta ai cosiddetti filtri conformazionali o filtri “a farfalla” (in inglese *bowtie*), generalmente posti all'uscita del tubo radiogeno che servono a concentrare la dose dove effettivamente è utile, diminuendola in periferia.

Il loro utilizzo viene gestito dalla macchina in base al protocollo di esame scelto e alla tipologia di paziente: ad esempio, con bambini (o in esami cardiaci) il computer adotterà un filtro particolarmente aggressivo così da schermare molto efficacemente la dose di radiazioni al di fuori di un campo di vista molto piccolo, mentre filtri più ampi verranno adottati con pazienti di maggiori dimensioni e con tipologie di esami meno critiche. È evidente che l'efficacia di tali dispositivi risiede principalmente nella capacità da parte del tecnico di radiologia di porre la zona da esaminare esattamente al centro del *gantry*; nel caso in cui questo non fosse possibile (ad esempio con pazienti traumatizzati), tutte le case produttrici ne sconsigliano l'uso in quanto potrebbe portare a un'inaccettabile degradazione della qualità delle immagini e a un aumento consistente della dose erogata.

È importante ricordare che un efficace utilizzo dei filtri conformazionali può portare a riduzioni di dose fino all'80-90% e che, per questo motivo, si sta cercando di rendere sempre più semplice il posizionamento dei pazienti con

dispositivi come la traslazione laterale del lettino e le tecniche di centratura automatica.

5.11 Collimatori asimmetrici

La modalità di acquisizione di tipo volumetrico, cioè con irradiazione continua del paziente a lettino in movimento, ha fatto compiere un notevole salto di qualità agli esami TC, consentendo di acquisire ampi distretti corporei con tempi di acquisizione estremamente ridotti. Tuttavia, nelle moderne TC multistrato questa modalità tende a produrre un incremento della dose erogata causato dalla necessità di compiere rotazioni aggiuntive all'inizio e alla fine della scansione per poter fornire informazioni a tutte le corone dei detettori poste lungo l'asse longitudinale. Questo fenomeno, chiamato *overranging* o *overscanning*, dipende principalmente dalla collimazione totale del fascio e dal *pitch*, oltre che da specifici algoritmi di ricostruzione tipici di ogni casa costruttrice.

L'*overranging* è un aspetto spesso poco conosciuto, ma che può influire in modo determinante sulla dose erogata, in quanto può irradiare direttamente con il fascio primario organi radiosensibili posti al di fuori dei segmenti studiati (ad esempio, si può arrivare a irradiare direttamente la tiroide in esami del massiccio facciale).

L'aumento della dose da *overranging* si attesta generalmente intorno al 20-30% della dose totale, anche se può raggiungere valori ben più elevati nel caso di esami con *pitch* elevato e con l'utilizzo di più scansioni volumetriche contigue. Essendo un parametro indipendente dalla lunghezza di scansione, la sua influenza tende a essere molto importante nelle scansioni di brevi distretti corporei, raggiungendo valori che possono contribuire fino a oltre il 50% della dose totale erogata al paziente.

Fortunatamente, in molte delle TC attualmente in commercio questo problema è stato in parte risolto utilizzando dei collimatori asimmetrici che

entrano in azione alla partenza e all'arrivo della scansione volumetrica, limitando sensibilmente l'irradiazione prodotta. In pratica, quando il lettino inizia a muoversi, il collimatore posto cranialmente comincia lentamente ad aprirsi lasciando passare solo la quota di radiazioni strettamente necessaria alla ricostruzione delle immagini; allo stesso modo, il collimatore posto in senso caudale tende progressivamente a chiudersi verso la fine della scansione.

5.12 Posizionamento del paziente

In uno studio del 2006 Li e al dimostrarono che il 96% dei pazienti erano mal posizionati rispetto al centro del *gantry* della TC. Anche se può apparire di minima rilevanza, un improprio posizionamento può avere un impatto rilevante sia sulla dose che sulla qualità d'immagine.

Nei bambini è un problema ancor più significativo in quanto i piccoli pazienti difficilmente sono collaborativi e volontariamente statici. Per limitare gli spostamenti del corpo quindi si ricorre in genere ad una leggera narcosi. La velocità di acquisizione delle TC multistrato ha aiutato anche in questo campo, minimizzando gli artefatti da respiro o da movimenti involontari.

Uno scostamento di 6 cm sull'asse verticale può portare ad un incremento del rumore di oltre il 20%. L'effetto sulla dose è ancor più accentuato, specie con l'utilizzo di alcuni software di controllo della corrente che tentano di compensare l'aumento del rumore. E' consigliabile impiegare quindi questo presidio soltanto quando si abbia la garanzia di un corretto posizionamento del paziente.

5.13 Pitch

Il *pitch*, nell'era delle TC spirali multidettettore, è definito come lo spostamento del lettino per rotazione del tubo diviso la collimazione del fascio.

Un *pitch* <1 suggerisce un *overlap* tra strati adiacenti mentre un *pitch* >1 implica *gaps* tra acquisizioni successive.

Con *pitch*=1 si ha invece un'acquisizione volumetrica costante, senza *overlaps* né *gaps*. Ne consegue che l'impiego di *pitch* molto piccoli permette di ottenere immagini anatomicamente molto valide, con molti dati che il computer può impiegare per ricostruire le immagini, ma con un "costo" in termini di dose più elevato.

Utilizzando *pitch* più grandi si ottengono immagini che vengono interpolate per essere ricostruite, con una degradazione di qualità e un aumento del rumore, consentendo però un notevole risparmio di dose (a parità di altri parametri).

6 Revisione dei protocolli

La direttiva EURATOM 56/2013 all'art. 56.2, afferma: "gli stati membri assicureranno la redazione, la revisione e l'uso dei LDR per gli esami radiodiagnostici".

Si aggiunge inoltre che si stabiliscano protocolli scritti per ogni tipo di procedura medica radiologica standard con particolare attenzione a "categorie rilevanti di pazienti" (Art. 58.a).

Benché esistano ad oggi LDR italiani (D. Lgs. 187/2000) sulla base di quelli europei (Fig.1), questi sono stati stilati senza una reale differenziazione tra adulto e bambino. Considerando però la maggiore radiosensibilità della popolazione pediatrica, questi risultano inadatti a questi tipi di pazienti.

In ogni caso i LDR del 2000 sono considerabili obsoleti anche per la popolazione adulta.

Tipologia di esame TC	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	Fantoccio
Cranio standard	60	1050	Head
Massiccio facciale e seni paranasali	35	360	Head
Trauma vertebrale	70	460	Body
Torace standard	30	650	Body
Torace ad alta risoluzione	35	280	Body
Addome standard	35	780	Body
Fegato e milza	35	900	Body
Pelvi standard	35	570	Body
Pelvi per osso	25	520	Body

Figura 1: LDR per TC della direttiva Europea 97/43

Con le attuali tecnologie e apparecchiature di ultima generazione siamo in grado di limitare la dose in modo consistente, senza tuttavia compromettere la qualità diagnostica delle immagini. Queste possibilità hanno spinto diversi centri in tutto il mondo a dotarsi di protocolli specifici creati ad hoc sulle macchine in servizio oltre che a LDR stabiliti su base locale, al fine di adempiere pienamente al principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

6.1 Revisione dei protocolli TC cranio, l'esperienza del Team Pisano

La revisione dei protocolli e delle metodiche è un'operazione che in futuro si effettuerà di routine in concordanza con le nuove normative EURATOM; ma ancora oggi troppi reparti non hanno messo a punto dei protocolli scritti per ogni genere di esame diagnostico né hanno compilato protocolli specifici per ogni età dei pazienti.

Per molti anni gli esami TC cranio pediatrici sono stati condotti con protocolli ideati per lo studio dell'adulto adattati in seguito ai pazienti pediatrici, anziché con protocolli specificatamente pensati per l'anatomia del bambino.

Questo problema ha spinto alla revisione dei protocolli in un'ottica di contenimento della dose radiante senza rinunciare ad immagini utili alla diagnosi.

Un modello di revisione da seguire è sicuramente quello del Team pisano che ha eseguito un'analisi critica dei parametri di scansione TC cranio nei bambini prima e dopo un intenso training del personale (6 mesi).

Questo lavoro, pubblicato nel 2014 con il titolo *“Optimizing the balance between radiation dose and image quality in pediatric head CT: findings before and after intensive radiologic staff training”* ha messo in luce quanto sia possibile, semplicemente con una corretta formazione del personale, risparmiare in modo netto sulla dose erogata ai pazienti.

Il presente elaborato di tesi si propone di seguire, anche se in modo parziale, la traccia indicata dallo studio di cui sopra, riportato brevemente nei seguenti paragrafi:

6.1.1 Metodo di ricerca

Sono stati raccolti dati sulle dosi assorbite da pazienti pediatrici sottoposti a TC cranio in tre centri differenti dell'Azienda Ospedaliero-Universitaria di Pisa.

Gli studi sono stati raccolti tra Gennaio e Giugno del 2011 (pre-addestramento) e tra Gennaio e Giugno 2012 (post-addestramento).

Gli esami sono stati eseguiti con una TC 64 strati (LightSpeed VCT, GE Healthcare), una 40 strati (Somatom Sensation 40, Siemens Healthcare) e una 16 strati (Aquilion 16, Toshiba Medical Systems).

Tutte le immagini sono quindi state sottoposte a un gruppo di Neuroradiologi esperti (7-8 e 9 anni di esperienza) che le hanno valutate con 5 diversi *items*:

- Artefatti
- Differenziazione materia grigia-materia bianca
- Rumore
- Visualizzazione delle strutture della fossa posteriore
- Necessità di ripetere l'esame (esame non diagnostico)

Tutti i revisori hanno espresso un punteggio su ogni *item* con una scala Likert di 5 punti (1, inaccettabile ; 2, subottimale ; 3, nella media ; 4, sopra la media ; 5, eccellente) ad esclusione della presenza di artefatti o la necessità di ripetizione dell'esame.

Una scala Likert da 3 punti è stata utilizzata per valutare la presenza di artefatti (1, presenti e inficianti la diagnosi ; 2, presenti ma non inficianti la diagnosi ; 3, non presenti) e la necessità di ripetere l'esame (1, certamente indicato ; 2, probabilmente indicato ; 3, non indicato)

I pazienti coinvolti sono stati suddivisi per fascia d'età (0-4 anni, 5-9 anni e 10-14 anni) e sono stati studiati non meno di 30 soggetti per ogni fascia di età.

I parametri TC che sono stati estratti dal PACS sono:

- Tensione del tubo (kV)
- Corrente del tubo (mA)

- Tempo di rotazione del tubo (s)
- Modalità di acquisizione (sequenziale-volumetrica)
- Configurazione dei detettori
- Modulazione automatica della corrente (attivata-disattivata)
- FOV della scansione
- Spessore degli strati
- CTDI
- DLP

6.1.2 Risultati

CTDI e DLP sono stati espressi come valori mediani, intervallo interquartile e valori massimi e minimi registrati (Fig. 2).

Il training del personale ha permesso una significativa contrazione della dose ai pazienti espressa in CTDI e DLP, con valori mediani che passano da 107 mGy e 1444 mGy · cm rispettivamente a 27 mGy e 338 mGy · cm per il gruppo da 0 a 4 anni; da 68 mGy e 976 mGy · cm a 41 mGy e 483 mGy · cm nel gruppo 5-9 anni e infine da 107mGy e 1480 mGy · cm a 51 mGy e 679 mGy · cm nel gruppo 10-14 anni.

In valori percentuali la riduzione di dose a seguito dell'addestramento è stata, per CTDI e DLP rispettivamente:

- Del 64,6% e 69,1% nei pazienti 0-4 anni
- Del 44% e 52,8% nel gruppo 5-9 anni
- Del 49% e 57,2% nel gruppo 10-14 anni

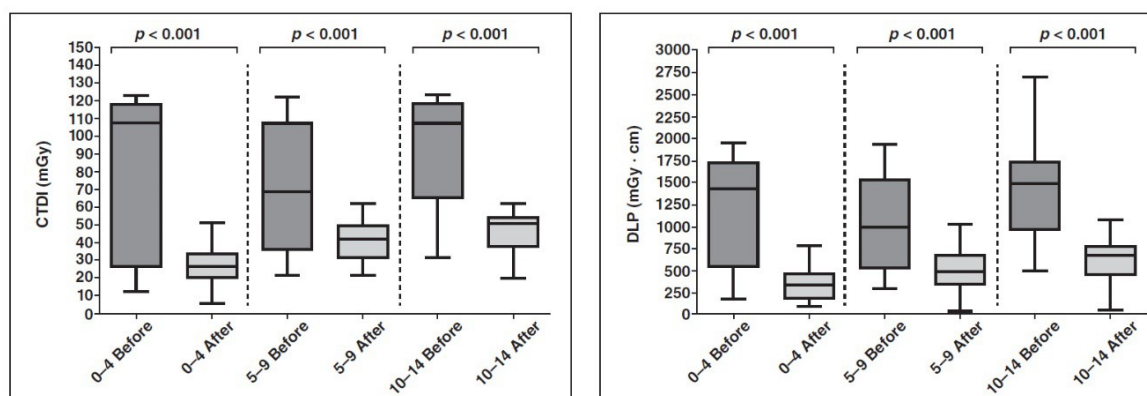


Figura 2: dose assorbita prima (sx) e dopo (dx) training del personale

In figura 3 sono stati riportati i voltaggi (100, 120 e 140 kV) sia prima che dopo l'addestramento del personale, con risultati piuttosto evidenti. Praticamente nessun operatore dopo l'addestramento ha impiegato 140 kV di tensione al tubo per bambini sotto i 10 anni, con una riduzione vertiginosa anche dell'impiego di questa tensione per i bambini sopra i 10 anni, passando dal 71,4% al 2,8%.

Altro dato importante è quello dell'adozione dello step più basso di tensione (100Kv): se prima del training questa tensione veniva poco utilizzata in tutte le fasce d'età (18,9% per gli 0-4 anni; 5,6% per i 5-9 anni e addirittura 0% per la fascia 10-14 anni), dopo congrua formazione gli operatori hanno sfruttato i 100kV molto più spesso (35,7%, 14,7% e 5,6% rispettivamente).

I 120 kV sono passati ad essere la tensione più impiegata in assoluto.

Il tempo di esposizione (mAs) mediano si è significativamente ridotto, specialmente nei pazienti più giovani (0-4 anni) passando da 420 mAs a 125 mAs.

Anche per gli altri gruppi si è giunti ad una riduzione, con il passaggio da 280 mAs a 217 mAs nei pazienti da 5 a 9 anni e da 420 mas a 250 mAs per i pazienti da 10 a 14 anni.

Age Group (y)	No. of Patients	Before Training					After Training				p for Tube Current–Time ^a	p for Voltage ^a
		Tube Current–Time Setting (mAs)	100 kV	120 kV	140 kV	No. of Patients	Tube Current–Time Setting (mAs)	100 kV	120 kV	140 kV		
0–4	37	420 (120–460)	18.9	27.0	54.1	30	125 (112–210)	35.7	64.3	0.0	< 0.001	< 0.001
5–9	36	280 (165–420)	5.6	44.4	50.0	34	217 (160–240)	14.7	85.3	0.0	< 0.001	< 0.001
10–14	42	420 (290–460)	0.0	28.6	71.4	37	250 (200–290)	5.6	91.7	2.8	< 0.001	< 0.001

Figura 3: Distribuzione di kV e mA prima e dopo training

La modulazione automatica della corrente è stata mantenuta attiva in circa il 60% degli esami dopo l'addestramento (tenendo conto delle indicazioni di ciascun produttore delle apparecchiature) contrariamente allo scarso 10% del periodo precedente l'addestramento.

6.1.3 Qualità delle immagini

La qualità delle immagini non ha subito un calo in termini di qualità soggettiva dopo *training*; per tutti gli *items* il punteggio non è cambiato eccetto che per la quantità di rumore, aumentata secondo tutti i revisori.

In nessun caso la qualità d'immagine è stata classificata come subottimale o inaccettabile per nessun *item*.

6.1.4 Discussione

L'obiettivo di questo studio era di valutare come un addestramento intensivo del personale permetta di ridurre la dose senza rinunciare ad immagini diagnosticamente valide.

Per centrare l'obiettivo, due sono le strategie che possono essere messe in campo:

- Limitare gli esami verso la popolazione pediatrica ai soli esami che rispettino determinati criteri o linee guida
- Modificare i parametri tecnici TC per risparmiare quanta più dose possibile, senza compromettere la qualità d'immagine.

La strategia che si è deciso di adottare è la seconda, andando ad ottimizzare i protocolli per la popolazione pediatrica.

La dimostrazione che questo comporta significative riduzioni di dose senza alterare la diagnosi è data dai risultati pre e post addestramento (Fig.2).

La cospicua riduzione di dose è da associarsi in primo luogo alla riduzione della tensione al tubo: solo il 2,8% degli esami sono stati condotti con 140 kV, con i 120 kV usati nella stragrande maggioranza dei casi. L'abbassamento della tensione incide molto di più del solo limitare la corrente (mA): mentre quest'ultima ha un rapporto pressoché lineare con la dose, i kV hanno un rapporto quadratico. In termini percentuali, passare da 140 kV a 120 kV comporta una riduzione della dose erogata di circa il 30% e un altro 30% può essere risparmiato passando ai 100 kV. L'abbassamento del voltaggio porta anche ad un incremento della risoluzione di contrasto dovuta alla maggiore attenuazione del fascio a bassa energia da parte dei tessuti ad alto numero atomico.

L'effetto è ancora più evidente con l'impiego di mezzi di contrasto.

L'utilizzo però di correnti più basse insieme a voltaggi ridotti ha però lo svantaggio di creare immagini più rumorose, soprattutto in mancanza del mezzo di contrasto; questo potrebbe portare a perdere sottili differenze di attenuazione tra tessuti adiacenti.

Da sottolineare il fatto che nessuna macchina in questo studio avesse la possibilità di utilizzare algoritmi di ricostruzione iterativi, i quali in teoria potrebbero abbattere in modo significativo il rumore, restituendo immagini migliori anche a dosi più basse.

6.1.5 Conclusioni

La dose radiante erogata a pazienti pediatrici per TC cranio senza mezzo di contrasto varia enormemente sia tra centri diversi, sia tra reparti di uno stesso centro.

Una sostanziale riduzione di dose può essere raggiunta attraverso un training intensivo dell'intero staff radiologico, mantenendo allo stesso tempo una qualità di immagine accettabile. Date la maggiore sensibilità dei bambini ai danni biologici indotti da radiazioni ionizzanti e la continua evoluzione tecnologica dei macchinari MDCT in senso di risparmio di dose, un addestramento del personale può essere cruciale per ridurre e armonizzare la dose in linea con il principio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA).

6.2 Revisione dei protocolli pediatrici in Neuroradiologia

La normativa EURATOM 59/2013 impone che i protocolli per ogni tipologia di esame vengano scritti e rappresentino un indirizzo preciso e puntuale per il personale tecnico e i medici radiologi che eseguono gli esami.

Se a questo si aggiunge la particolare attenzione che i pazienti pediatrici meritano, e per la più lunga aspettativa di vita e per la maggiore suscettibilità alle radiazioni ionizzanti per i loro tessuti in attiva crescita, si comprende perché in molte UO la revisione dei protocolli di esami diagnostici sia una priorità e un punto sul quale un reparto potrebbe essere anche valutato in termini di qualità del lavoro.

Sulla scia del modello di revisione proposto dal Team pisano nella pubblicazione *“Optimizing the balance between radiation dose and image quality in pediatric head CT: findings before and after intensive radiologic staff training”* del 2014, tra Luglio e Settembre 2015 nel reparto di Neuroradiologia dell'ospedale Cisanello di Pisa sono stati rivisti i protocolli pediatrici da utilizzare nella TC cranio e nella TC rocche petrose attraverso una revisione clinica degli esami condotti dal 2010 al 2015 per le fasce di età:

- 0-6 mesi
- 7-12 mesi
- 13-24 mesi
- 25 mesi - 5 anni

6.2.1 Materiali e metodi

Sono stati estrapolati dal PACS tutti gli esami condotti nella struttura pisana dal 2010 al 2015 completi di modalità (sequenziale/volumetrica), tensione al tubo (kV), corrente erogata (mA), modulazione automatica della corrente (attivata/non attivata), FOV, spessori e indici dosimetrici (CTDI e DLP).

Sono stati presi in considerazione gli esami eseguiti sia per la visualizzazione delle rocche petrose (protocollo "ROCCHES PETROSE" in numero di 32), sia per il cranio e parenchima cerebrale (protocollo "TC CRANIO STANDARD" in numero di 51).

6.3 Revisione clinica e punteggi

Di ogni esame sono state rivalutate le sequenze di immagini, esprimendo con una scala Likert a tre punti la qualità diagnostica di ogni singola scansione:

1. inaccettabile
2. nella media
3. eccellente

La revisione è stata eseguita da un Neuroradiologo con pluridecennale esperienza nel campo.

Nelle Tabelle 1-2 si riportano i punteggi, suddivisi per fascia d'età analizzata.

TC Rocche petrose

	(1) inaccettabile	(2) nella media	(3) eccellente
0 - 6 mesi	1	2	0
7 - 12 mesi	1	0	7
13 - 24 mesi	2	3	6
25 mesi – 5 anni	0	1	9

Tabella 1: punteggi clinici esami TC rocche petrose

TC Cranio encefalo

	(1) inaccettabile	(2) nella media	(3) eccellente
0 - 6 mesi	3	1	5
7 - 12 mesi	0	2	8
13 - 24 mesi	1	1	9
25 mesi – 5 anni	0	2	19

Tabella 2: punteggi clinici esami TC cranio-encefalo

6.4 TC rocche petrose

Le scansioni TC per le rocche petrose sono state eseguite per rispondere a quesiti clinici riguardanti in maggior parte:

- Malformazioni congenite dello splancnocranio
- ipoacusie congenite
- malformazione di Mondini
- Scansioni pre-intervento di protesi cocleare

Gli elementi anatomici che sono stati valutati per classificare e assegnare un punteggio alle scansioni sono stati diversi, a seconda dell'età del paziente:

- Nei bambini tra 0 e 6 mesi è stato preso a parametro di valutazione la visualizzazione definita del profilo della catena ossiculare (in particolare la staffa) che sottende un contrasto ottimale dell'immagine oltre alla visualizzazione del modiollo della chiocciola e al riconoscimento del canale osseo del nervo faciale (Fig. 4).

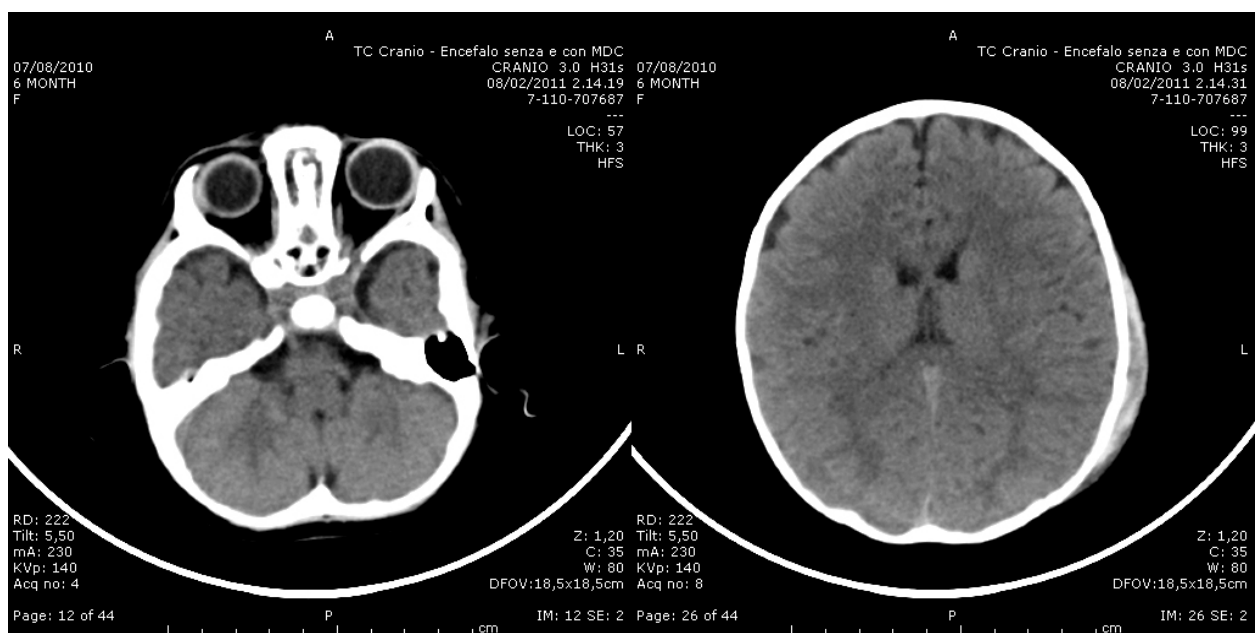


Figura 4: Esempio di TC rocche petrose di un paziente di 6 mesi

- Nei bambini da 7 a 12 mesi, oltre ai precedenti dettagli anatomici, si è ricercata una riduzione di contrasto tra l'ossificazione della capsula otica (ben evidente alla nascita in quanto quasi completamente ossificata) e le ossa del neurocranio, che completano l'ossificazione nel periodo post-natale (Fig.5).

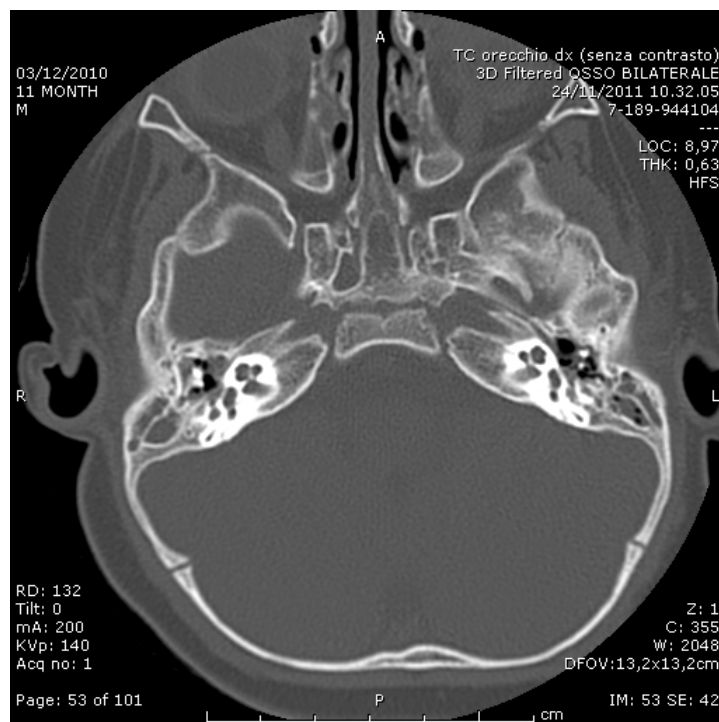


Figura 5: Scansione TC rocche petrose in un bambino di 11 mesi

- Anche nei soggetti oltre i 12 mesi di età si sono ricercati gli elementi anatomici sopracitati, con un accento particolare riguardo alla progressiva riduzione di contrasto tra orecchio interno e ossa del cranio oltre alla presenza/assenza di rumore.

6.4.1 Dati dosimetrici

A fianco della revisione clinica delle immagini, sono stati valutati i dati dosimetrici delle singole scansioni, ottenuti da una *query* sul server PACS da parte dei software di monitoraggio della dose (TQM in particolare).

Questi valori sono stati integrati dai dati presenti negli *headers* DICOM nel caso

in cui l'esame fosse precedente al 2013 (anno di attivazione del software di monitoraggio) e quindi non fosse riscontrabile in automatico.

I valori dosimetrici sono visualizzabili nei grafici 1 e 2:

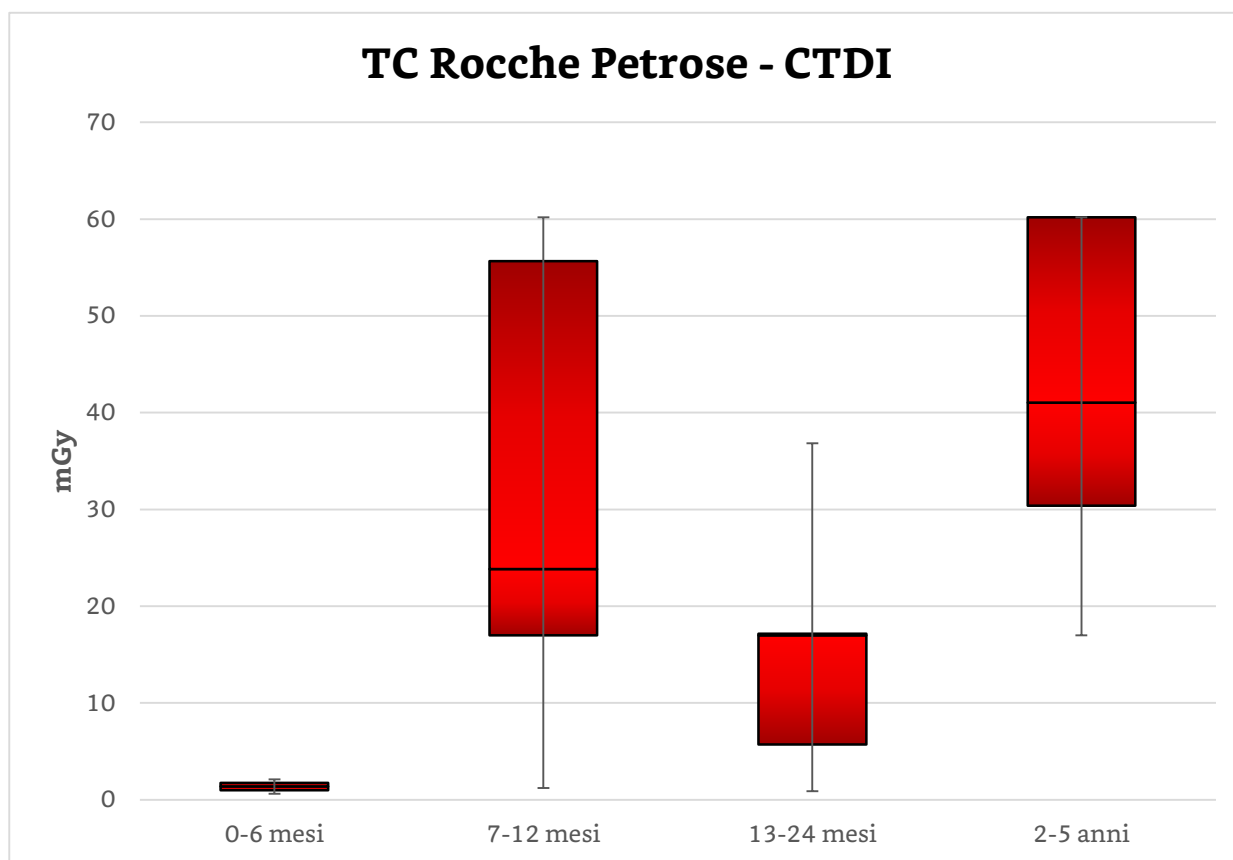


Grafico 1: CTDI per l'esame Rocche petrose

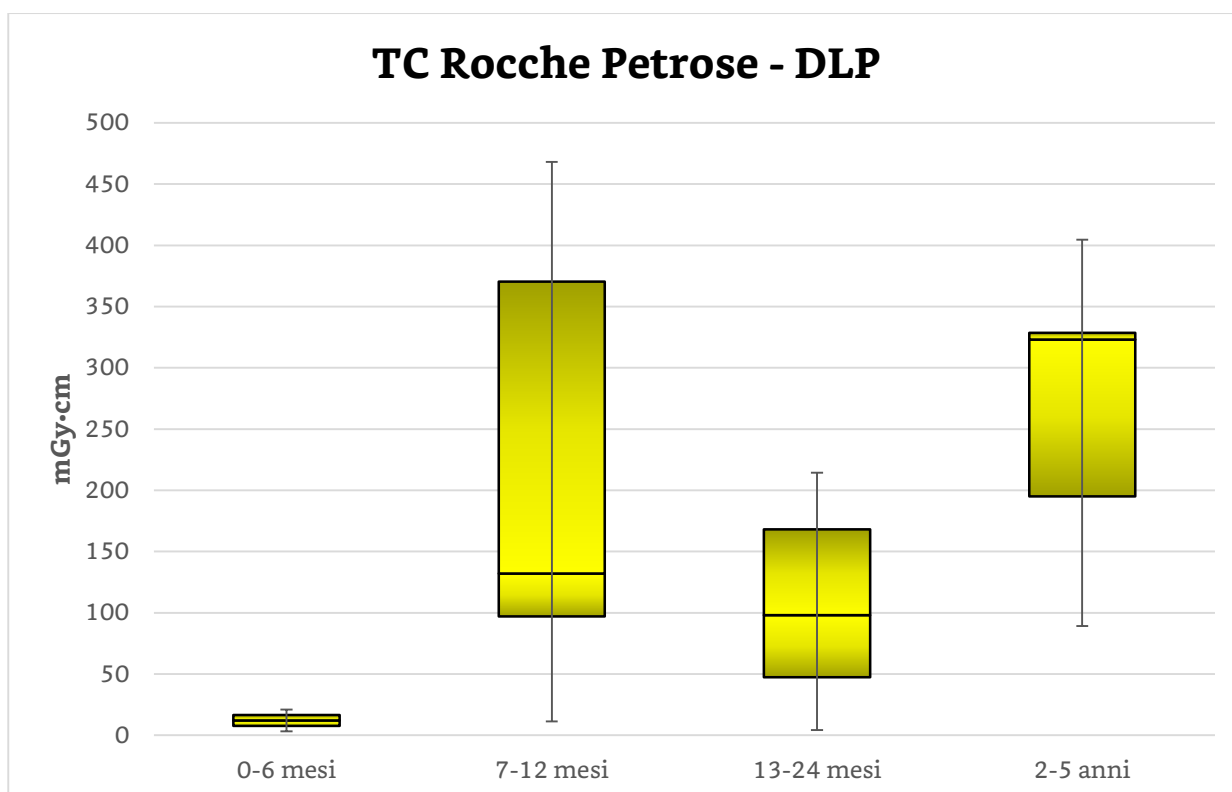


Grafico 2: DLP per l'esame Rocche petrose

Appare subito evidente come l'esiguità dei dati nella fascia 0-6 mesi non permetta di avere una grande variabilità. In ogni caso la dose delle scansioni revisionate è piuttosto bassa con una mediana di 1.37 mGy e 12.1 mGy · cm rispettivamente per CTDI e DLP.

Per quanto invece riguarda le altre fasce d'età, nel secondo e quarto gruppo (7-12 mesi e 2-5 anni) la variabilità è fin troppo marcata nell'intervallo interquartile, con apici (*whiskers*) decisamente troppo elevati.

Il massimo registrato per bambini di 7-12 mesi è 60,18 mGy di CTDI e 468 mGy · cm di DLP registrati in due esami differenti.

La mediana calcolata in questa fascia risulta di 23,80 mGy di CTDI e 132,10 mGy · cm di DLP.

Nei bambini tra 2 e 5 anni invece il massimo raggiunto è di 60,18 mGy di CTDI (5 diversi esami) e 404,60 mGy · cm di DLP, con mediane di 41,05 mGy e 323,05 mGy · cm per CTDI e DLP rispettivamente.

La fascia intermedia, tra 13 e 24 mesi appare la più omogenea e quella in cui la variabilità è minore, nonostante il cospicuo numero di esami (10 sul totale di 32).

6.4.2 Valutazione e confronto clinico delle immagini

Ma il dato dosimetrico non rappresenta nell'interezza la bontà o meno di un esame TC: parallelamente al controllo delle dosi erogate sono state valutate le immagini di ciascun esame sul fatto che raggiungessero o meno l'accuratezza diagnostica sufficiente a porre diagnosi.

Per ogni step di tensione (legata alla dose con un fattore quadratico) e corrente sono state analizzate le immagini ed è stato espresso un giudizio clinico complessivo sull'esame con una scala Likert a 3 punti.

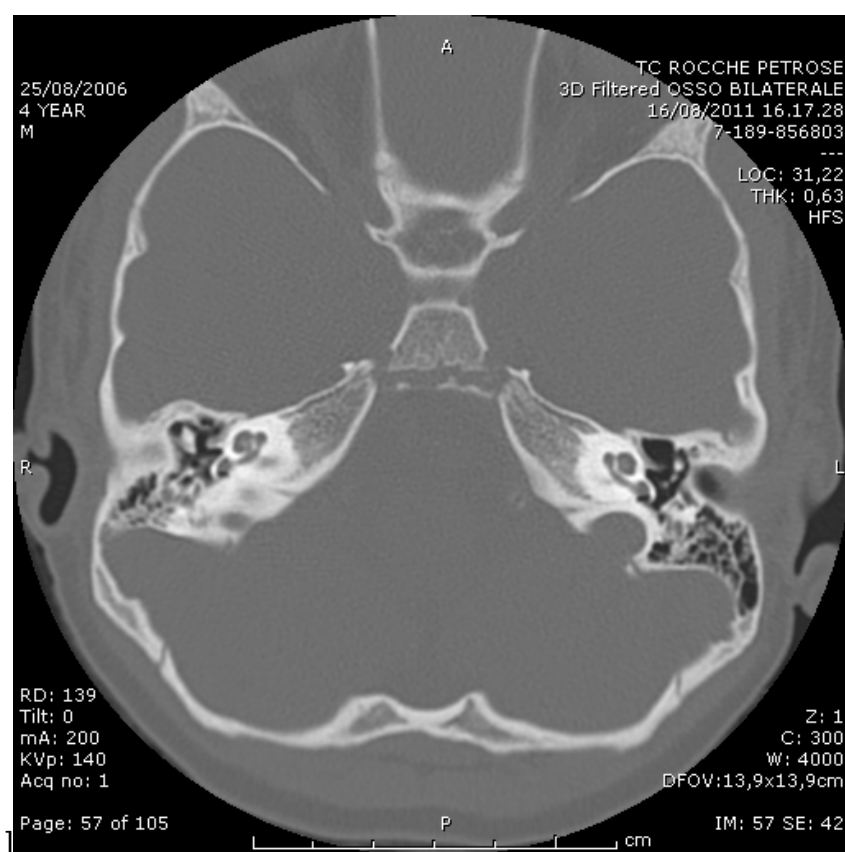


Figura 6: TC Rocche petrose a 140 kV

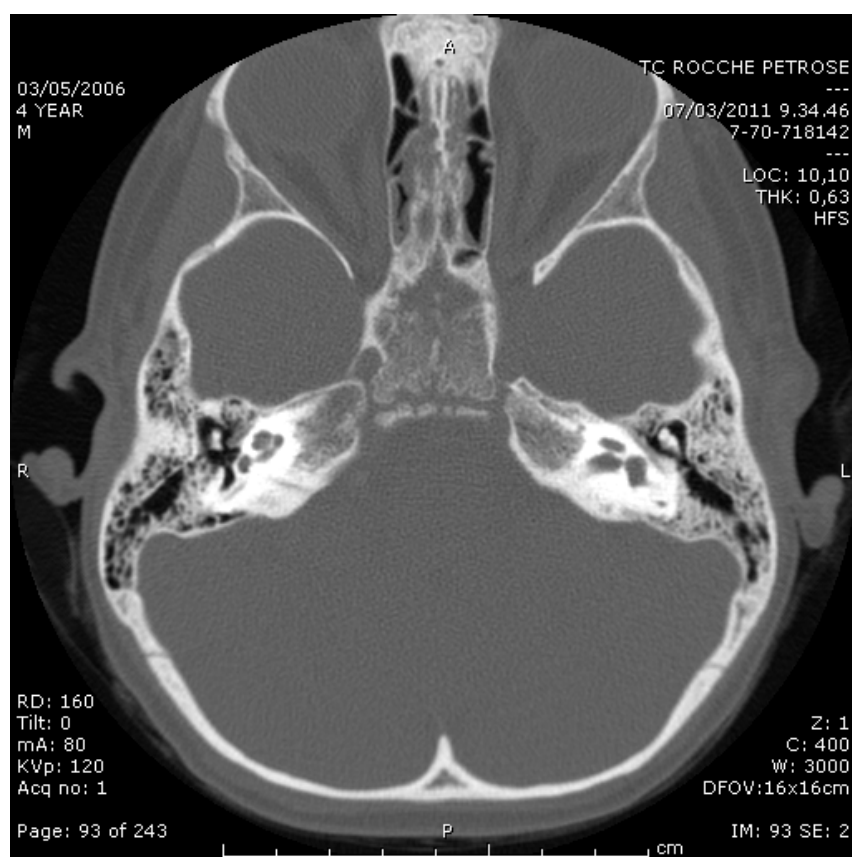


Figura 7: TC Rocche petrose a 120 kV

In Figg. 6 -7 si mettono a confronto una scansione ottenuta con 140 kV di tensione con una ottenuta con 120 kV (fascia di età 3-5 anni); le dosi sono rispettivamente di 60,18 mGy per il CTDI e di 323,06 mGy · cm di DLP per l'esame a tensione più alta, mentre si fermano a 18,24 mGy di CTDI e 145,26 mGy · cm per le scansioni a 120 kV.

Per completezza, si aggiunge che anche le correnti al tubo utilizzate sono differenti, con 200 mA nel primo caso e 80 mA nel secondo.

Sono stati presi a campioni per il confronto sia la visualizzazione o meno della staffa della catena ossiculare, sia il dettaglio del modiollo della chiocciola.

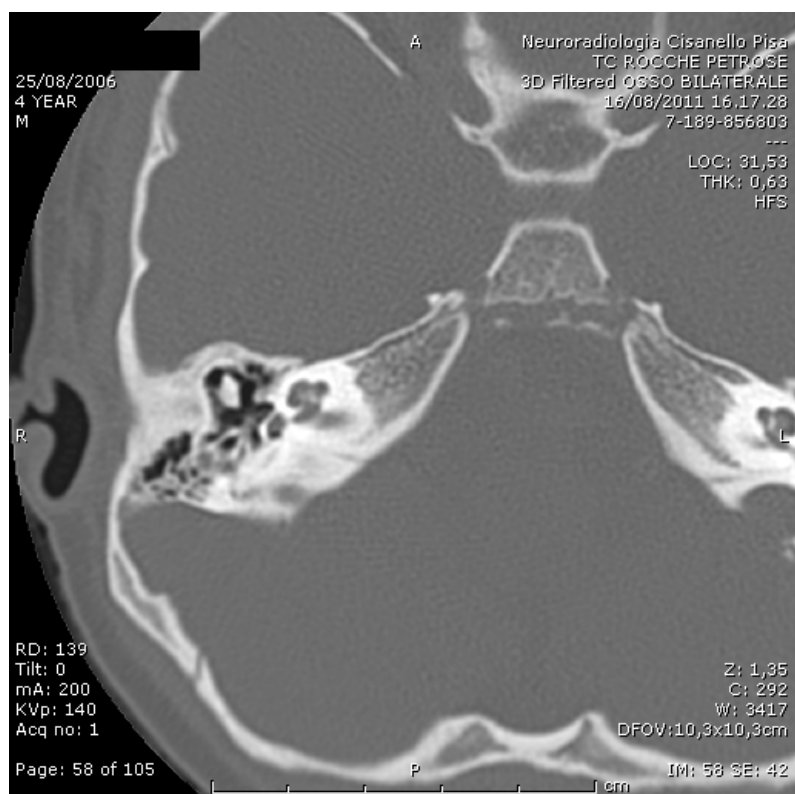


Figura 8: Dettaglio anatomico TC rocche petrose eseguita a 140 kV

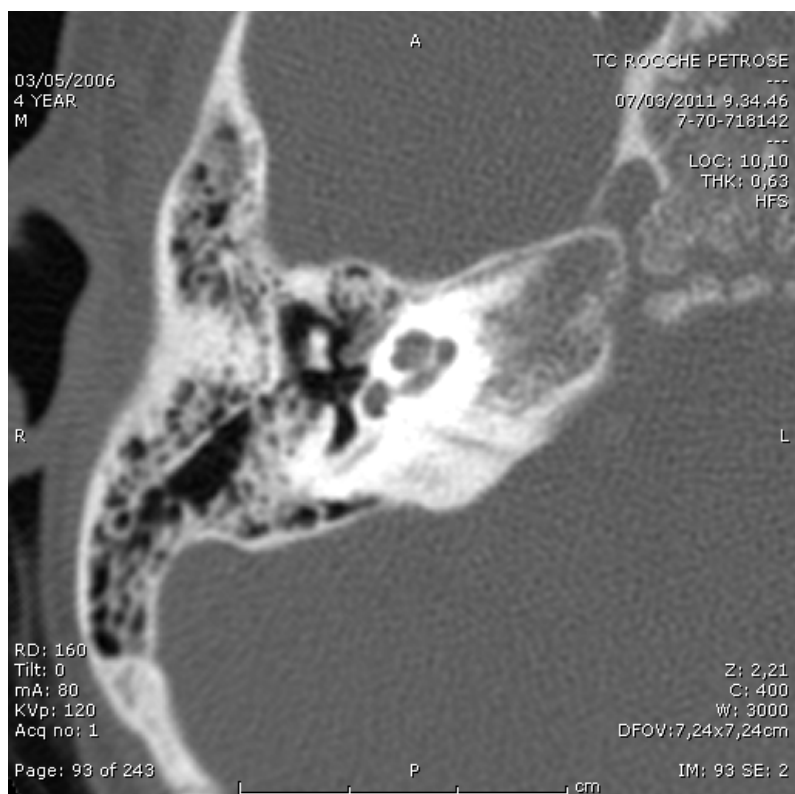


Figura 9: Dettaglio anatomico TC rocche petrose eseguita a 120 kV

Nonostante l'indice di rumore sia più elevato nell'esame a bassa dose, è facilmente visualizzabile ogni dettaglio e anzi, la staffa è meglio contrastata nell'esame con dose più bassa. (Figg. 8-9)

Un altro esempio è riportato in Figg. 10-11:

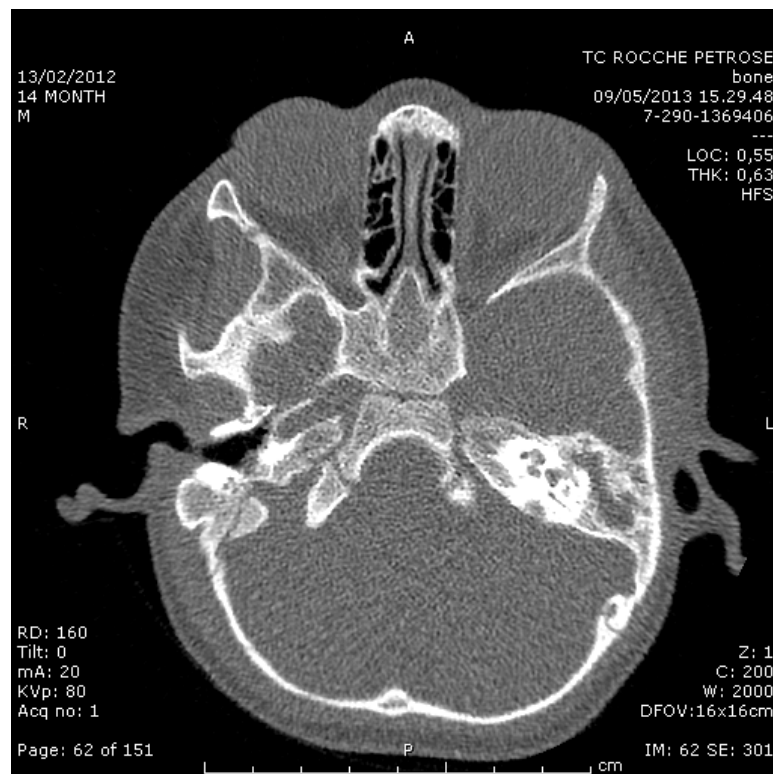


Figura 10: TC rocche petrose acquisita a 80 kV

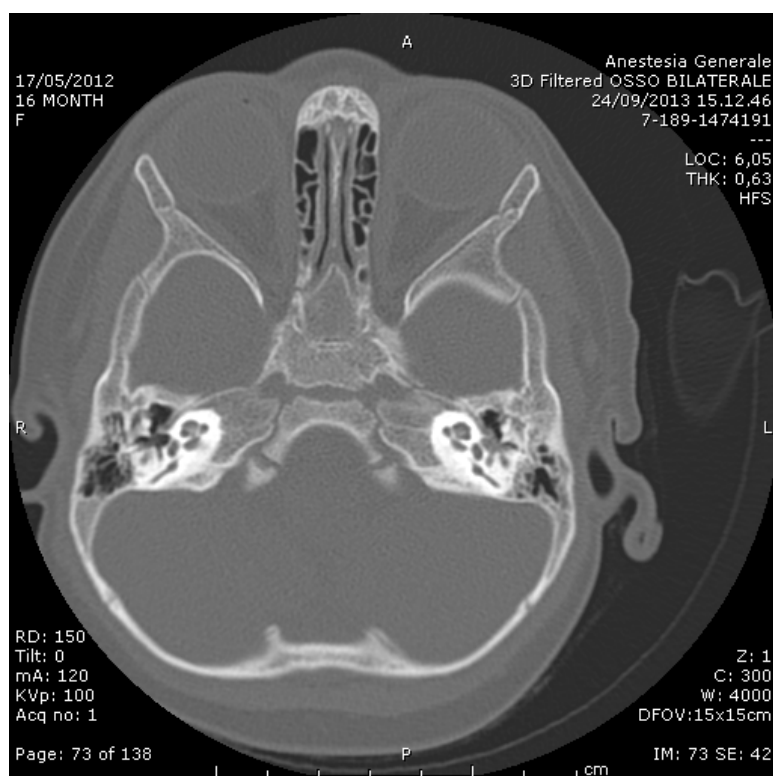


Figura 11: TC rocche petrose acquisita a 100 kV

In questo caso sono stati messi a confronto due esami (fascia d'età 1-2 anni), uno eseguito con 80 kV e 20mA (fig. 10) e l'altro con 100kV e 120 mA (fig. 11)

Le dosi sono rispettivamente di 0,89 mGy per il CTDI e 5,91 mGy · cm per il DLP per l'esame di fig.3, di 16,99 mGy e 129,20 mGy · cm per CTDI e DLP rispettivamente nell'esame eseguito a 100 kV.

Nonostante la dose a 80 kV sia significativamente più bassa (quasi 20 volte meno), la qualità diagnostica non è minimamente paragonabile: escludendo anche la filtrazione dell'esame a 100 kV, il rumore presente nell'esame a dose minima risulta troppo elevato per ottenere un dettaglio anatomico sufficiente e soddisfacente.

Tutti i confronti sono stati eseguiti su pazienti appartenenti alle medesime fasce d'età, che avessero cioè uno sviluppo fisico simile.

6.5 TC Cranio - encefalo

Anche per questo tipo di esame sono stati raccolti gli esami effettuati dal 2010 al 2015 e suddivisi nelle fasce d'età di interesse.

I più frequenti quesiti clinici che hanno richiesto l'impiego degli scanner TC sono stati:

- Studio del neurocranio, specialmente in soggetti 0-6 mesi
- Emorragie
- Traumi, più frequenti nei bambini deambulanti

Per le TC cranio sono stati presi a parametri clinici rilevanti la corretta visualizzazione delle strutture della fossa cranica posteriore e la possibile differenziazione tra sostanza bianca e sostanza grigia a livello degli emisferi.

Sono stati esaminati anche casi di idrocefalo che però meriterebbero una trattazione a parte, come anche riportato in letteratura: infatti in questi casi particolari di malattia la dose può essere abbassata ulteriormente rispetto alle indagini "standard" dell'encefalo, essendo naturalmente più elevato il contrasto nativo tra il parenchima e il liquor cefalorachidiano. Oppure può essere cambiato totalmente l'approccio tecnico, con l'adozione della RM invece della TC.

6.5.1 Dati dosimetrici

Gli esami analizzati hanno permesso la compilazione di grafici da cui, come per la TC rocche petrose, si desumono valori dosimetrici mediani e i quartili (1° e 3°).

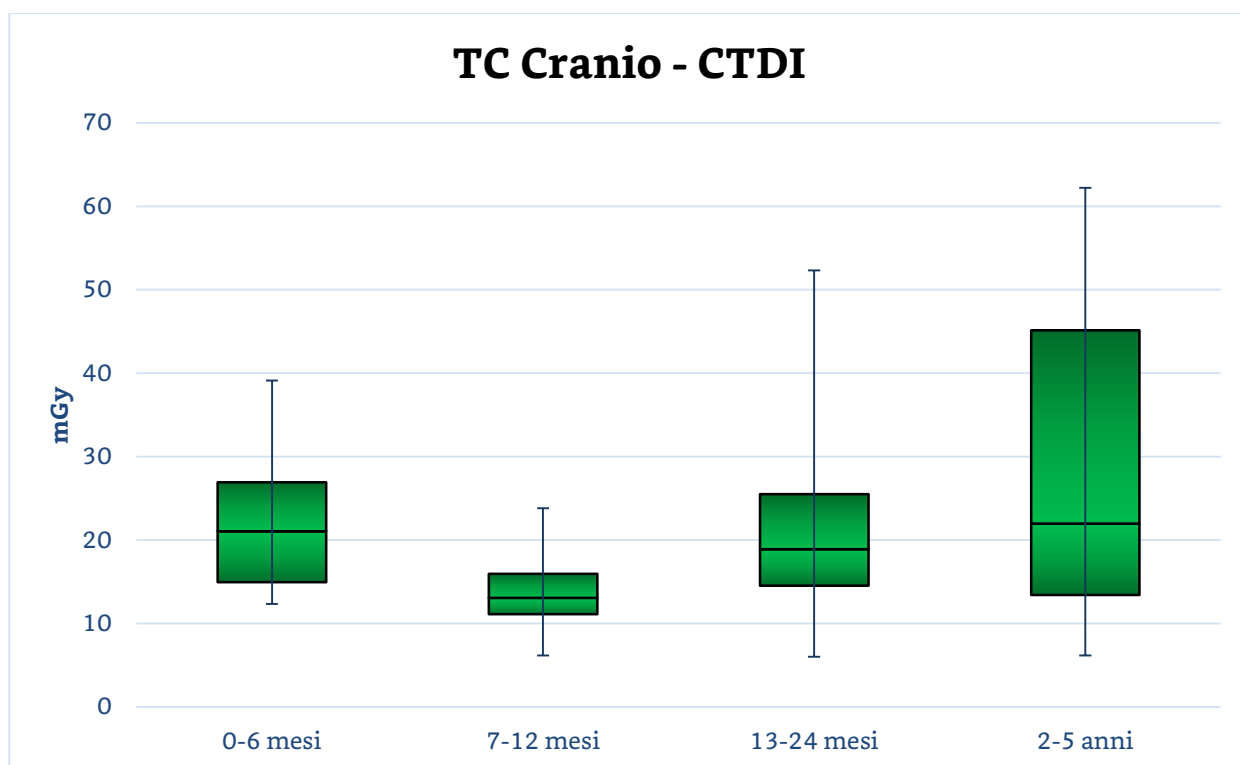


Grafico 3: CTDI per l'esame TC cranio encefalo

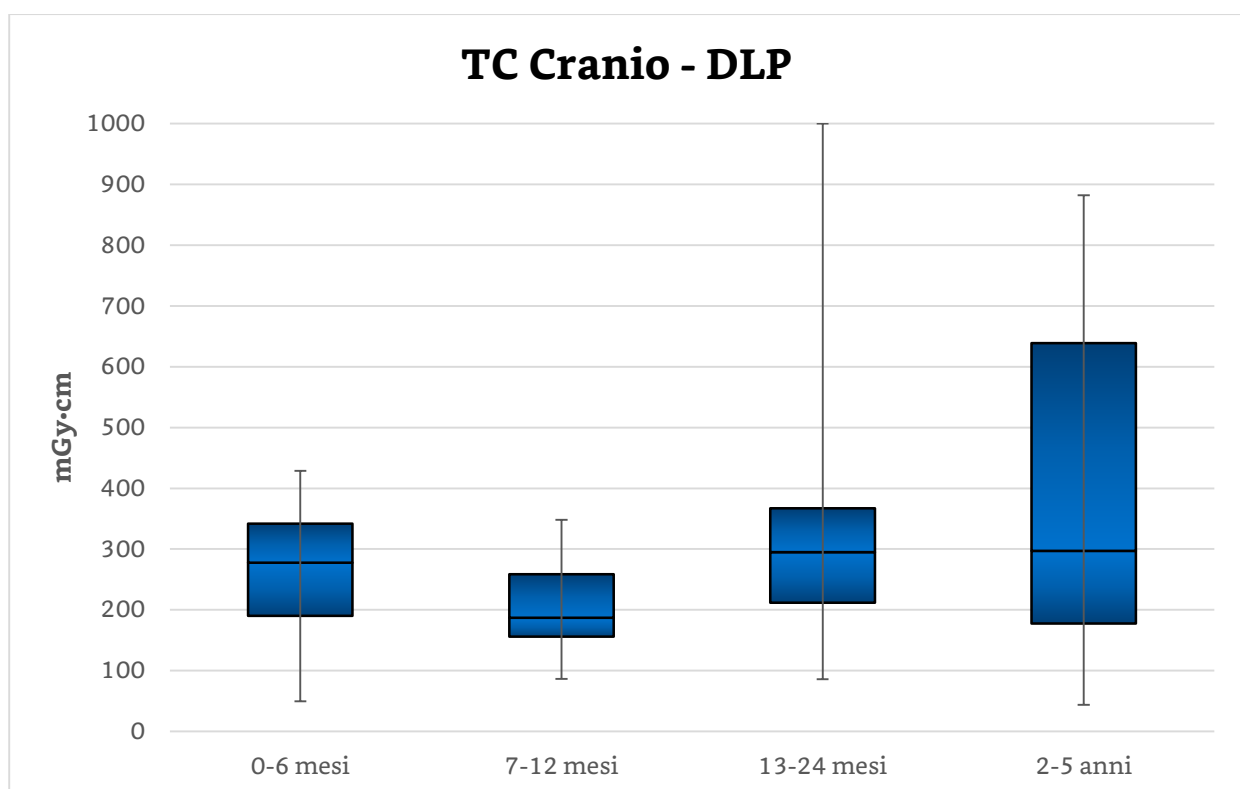


Grafico 4: DLP per l'esame cranio encefalo

Colpisce subito come il gruppo dei pazienti tra 13 e 24 mesi abbia un picco massimo molto elevato, fortunatamente riscontrato in un solo esame tra tutti quelli considerati, escluso dai grafici per motivi statistici

I valori mediani sono per ciascuna fascia analizzata: 21,03 mGy di CTDI e 277,63 mGy · cm di DLP per i pazienti del gruppo 0-6 mesi; 13,08 mGy e 186,73 mGy · cm per quelli tra 7 e 12 mesi; 18,88 mGy e 295 mGy · cm nella fascia 13-24 mesi e infine di 21,96 mGy e 297 mGy · cm.

La variabilità interquartile è molto accentuata nella fascia dei bambini più grandi (tra 2 e 5 anni) con esami a dosi molto differenti tra loro.

6.5.2 Valutazione e confronto clinico delle immagini

Le dosimetrie forniscono un dato valido sulla quantità di radiazioni somministrate alle popolazioni pediatriche prese in studio, ma non mostrano se queste dosi siano state impiegate bene o male; quindi sono dati poco rilevanti se non associati alle immagini.

Per Le TC cranio, come in precedenza per le TC rocche petrose, sono state analizzate le sequenze di immagini di ogni esame e sono state valutate clinicamente le immagini da un Neuroradiologo con pluridecennale esperienza.

Anche in questo caso gli esami sono stati comparati gli uni agli altri, rispettando la fascia di età e quindi in soggetti con sviluppo fisico paragonabile.

Esempi del lavoro svolto sono presenti nelle Figg. 12-13 :



Figura 12: TC cranio encefalo eseguita a 100 kV; a sx dettaglio della fossa cranica posteriore, a dx immagine a livello emisferico

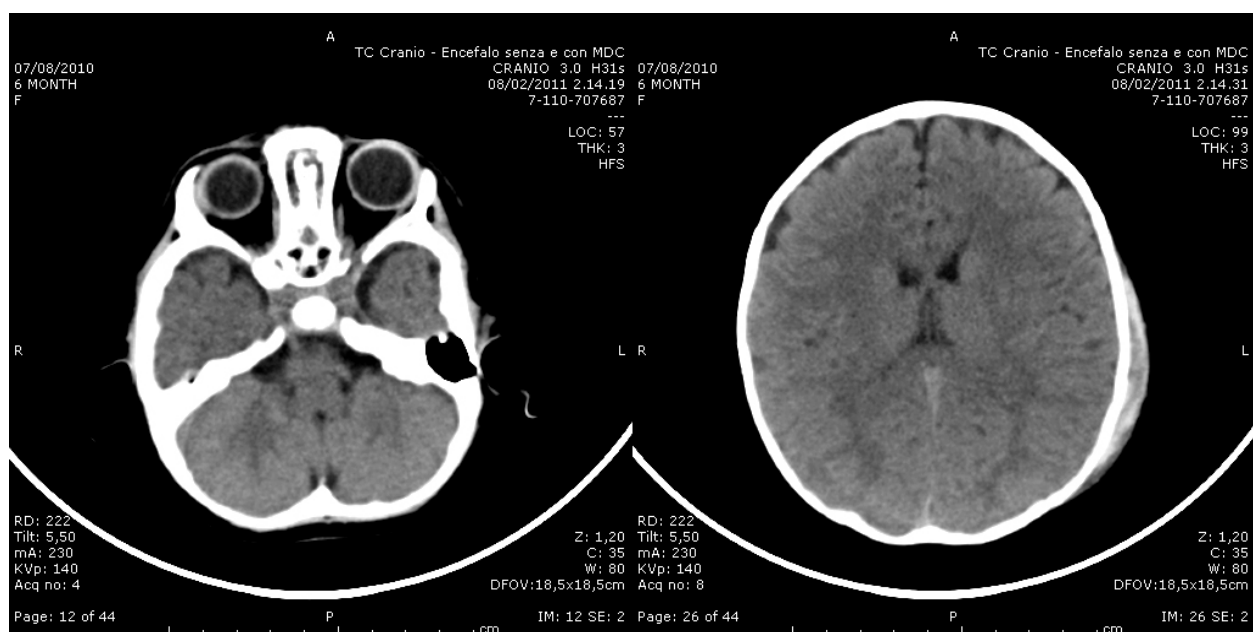


Figura 13: TC cranio encefalo eseguita a 140 kV; a sx dettaglio della fossa cranica posteriore, a dx immagine a livello emisferico

Queste sono immagini estratte da due studi TC cranio-encefalo in bambini da 0 a 6 mesi: in Fig.12 sono rappresentate una vista della fossa cranica posteriore (sinistra) e una vista del parenchima degli emisferi (destra) in uno studio a 100 kV e 120 mA; in Fig.13 le stesse viste appartengono ad uno studio condotto a 140 kV e 230 mA.

Le rispettive dosimetrie risultano: per lo studio in Fig.13 di 69,1 mGy di CTDI e 657 mGy · cm di DLP, per lo studio in Fig.12 invece la dose è stata di 17,57 mGy di CTDI e 241,56 mGy · cm di DLP.

Ovvero uno studio come quello riportato in Fig.13 ha un livello di dose quasi 4 volte superiore rispetto a quello condotto in Fig.12.

Per quanto riguarda il dettaglio, anche se l'immagine a più bassa dose ha un indice di rumore più elevato, la diagnosi è possibile e le strutture anatomiche prese a riferimento sono ben individuabili; perfino la differenza tra sostanza bianca e sostanza grigia è ben apprezzabile in entrambe le scansioni.

Altro esempio di fascia d'età superiore (12-24 mesi):

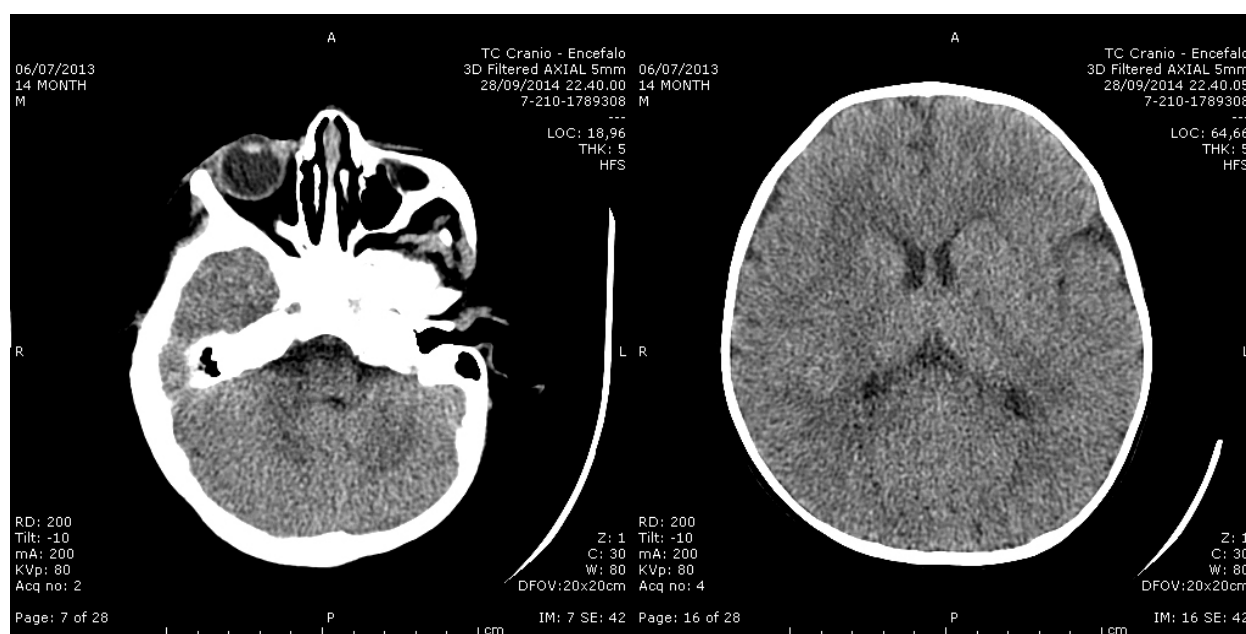


Figura 14: studio TC cranio encefalo eseguito a 80 kV in bambino di 14 mesi



Figura 15: studio TC cranio encefalo eseguito a 100 kV in bambino di 12 mesi

In Figg. 14-15 sono mostrate immagini da studi condotti a 80 kV con 200 mA (Fig. 14) e 100 kV con 240 mA (Fig. 15).

Anche qui è evidente come lo studio a più bassa tensione e corrente abbia un rumore a tratti ostacolante la lettura d'immagine, ma il confronto dosimetrico è chiaro: 6 mGy vs. 13 mGy e 86 mGy · cm vs. 186 mGy · cm rispettivamente per CTDI e DLP.

Significa che nell'esame in Fig.14 è stata erogata meno della metà di dose rispetto a quello in Fig.15.

Un ultimo esempio è ricercabile nella fascia 3-5 anni:



Figura 16: TC cranio encefalo eseguita in paziente di 4 anni a 100 kV



Figura 17: TC cranio encefalo in paziente di 3 anni eseguita a 120 kV

Il rumore è ben evidente in Fig.16, ma la qualità d'immagine è accettabile e anche la distinzione della sostanza grigia dalla sostanza bianca è chiara.

6.6 Nuovi Protocolli Neuroradiologici Pediatrici

A seguito del lavoro di revisione di tutto il materiale raccolto, è seguita la compilazione di protocolli specifici per gli esami TC Rocche petrose e TC cranio encefalo da impiegare per la popolazione pediatrica, suddivisi per fascia d'età.

I parametri sono stati caricati alla consolle delle VCT LightSpeed 64 strati (GE Healthcare) sia della Neuroradiologia, sia del Pronto soccorso dell'AOUP.

Il risultato è mostrato in Tabella 1 per le rocche petrose e in tabella 2 per il cranio-encefalo.

	Modalità	kV	mA	T (s)	Mod.	FOV	Thickness	Pitch
0-6 mesi	Helical	100	30	0,6	No	15	0,625	0,531
7-12 mesi	Helical	100	120	0,6	No	15	0,625	0,531
13-24 mesi	Helical	120	100	0,6	No	16	0,625	0,531
25 mesi - 5 anni	Helical	120	150	0,6	No	16	0,625	0,531

Tabella 3: parametri dei nuovi protocolli pediatrici TC rocche petrose

	Modalità	kV	mA	T (s)	Mod.	FOV	Thick.	Pitch	NI
0-6 mesi	Helical	100	100-120	0,5	Si	20	2,5	0,531	3.96
7-12 mesi	Helical	100	100-200	0,5	Si	20	5	0,531	2,80
13-24 mesi	Helical	100	100-220	0,5	Si	20	5	0,531	2,80
25 mesi-10 anni	Helical	100	100-250	0,5	Si	20	5	0,531	2,80

Tabella 4: parametri dei nuovi protocolli pediatrici TC cranio-encefalo

Le tabelle elencano i vari parametri da impostare nella consolle di controllo della TC prima di procedere all'acquisizione.

In particolare la modalità che si è scelta di privilegiare è la modalità spirale (helical) per la versatilità con cui si può poi procedere con le ricostruzioni multiplanari (MPR) direttamente alla consolle di refertazione. Questo anche a discapito di un certo overranging che porta ad aumentare il DLP, anche se in

maniera contenuta grazie ai filtri conformazionali (*bowtie*) particolarmente aggressivi per gli studi pediatrici.

I kV sono stati impostati relativamente bassi se raffrontati con la variabilità che mostravano gli esami analizzati, sia per la TC rocche petrose che per la TC cranio encefalo.

La modulazione automatica di corrente (Mod.) si è mantenuta per le scansioni all'encefalo mentre si è optato per la sua rimozione nelle scansioni delle rocche petrose.

Sono anche stati esplicitati i tempi di rotazione del tubo radiogeno (T) che sono la misura principale da associarsi alla corrente erogata per determinare i mAs (tempo di esposizione ai raggi).

6.7 Simulazione dei dosaggi dei nuovi protocolli

Per stimare la dose dei nuovi protocolli è stato impiegato CT-EXPO, un foglio di calcolo che attraverso algoritmi preimpostati e con valori variabili di *range* di scansione e parametri di acquisizione, è in grado di effettuare una stima della dose in termini di CTDI, DLP e dose efficace.

Si ricorda che queste stime sono sostanzialmente a scopo indicativo e che le effettive dosi erogate saranno da valutarsi sui rapporti di dose emessi direttamente dalle modalità.

Un'altra possibile strada percorribile per una simulazione con misurazione reale di dose sarebbe l'utilizzo di fantocci antropomorfi con camere di ionizzazione.

Sarà comunque necessario continuare a monitorare l'attività di queste modalità con i nuovi protocolli in futuro, per verificare se effettivamente l'adozione di questi ultimi ha portato ad un risparmio di dose, a parità di qualità diagnostica delle immagini.

6.7.1 CT EXPO

CT Expo è un foglio di calcolo con algoritmi precaricati.

L'utente può selezionare la lunghezza di scansione su modelli anatomici preimpostati (Adult, Child e Baby) e immettere dati come tensione al tubo (kV), intensità di corrente (mA), tempo di rotazione (s), collimazione totale ($N \cdot h_{col}$), Table feed (TF), spessore di ricostruzione (h_{rec}). (FIG)

Il software provvederà a restituire i valori di CTDI, DLP oltre che la dose effettiva e quella per organo (FIG)

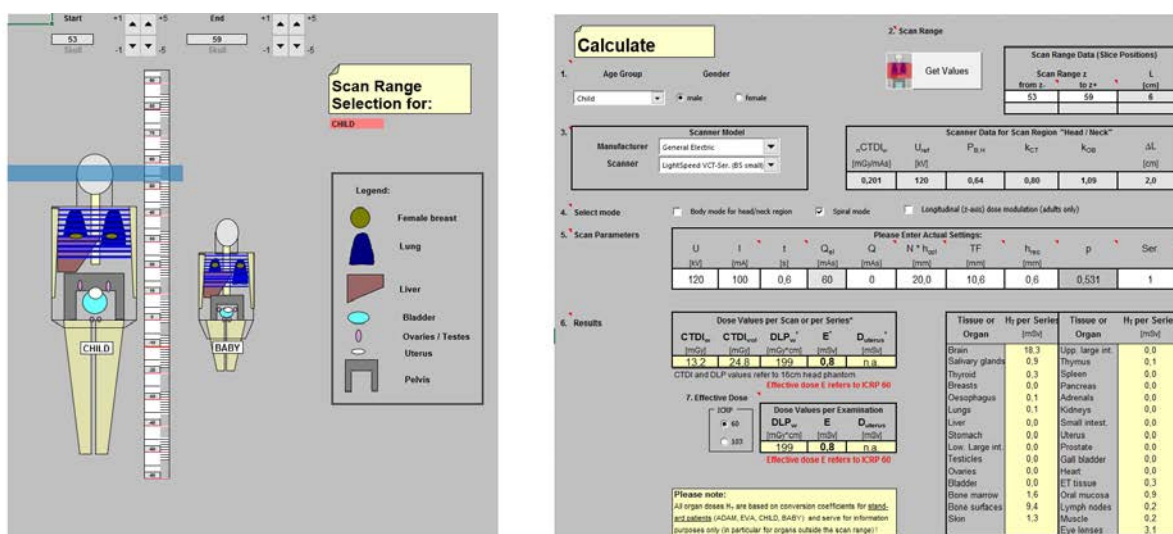


Figura 18: Schermate di CT-EXPO; a sx la scelta della lunghezza di scansione, a dx le tabelle per l'inserimento dei parametri e le celle dei risultati dei dosaggi stimati

Sono stati quindi testati i parametri dei protocolli TC cranio e TC rocche petrose stilati a conclusione della revisione clinica con risultati incoraggianti. Alcune stime appaiono al di sotto del valore mediano dei grafici dei dati raccolti [6.2.2]; altri appaiono appena al di sopra, senza comunque uscire dai valori interquartili.

Preme ricordare ancora una volta che le stime di dose restituite da CT-EXPO non hanno validità se non quella di mero esercizio teorico: i veri valori dosimetrici delle modalità saranno disponibili solo dopo la completa adozione dei protocolli e un numero congruo di esami effettuati.

Per questo motivo il lavoro di monitoraggio della dose con i software dedicati sarà fondamentale per convalidare l'utilità di questi nuovi protocolli.

E' inoltre da specificare che i parametri di acquisizione delle tabelle 1 e 2 [6.5, p. 81] sono stati concepiti per ottenere immagini ottimali, a differenza della variegata eterogeneità precedente, che restituiva immagini ottime ma con dose elevata o immagini mediocri con bassissima dose, subottimali per una corretta diagnosi.

L'adozione completa di questa nuova generazione di protocolli ci si augura porti alla riduzione o scomparsa di quegli esami "fuori scala" che hanno oggettivamente una dose troppo alta senza alcuna giustificazione possibile.

6.7.2 Stime su fantocci

I software di simulazione non sono l'unica possibilità prima dell'ingresso del paziente nella macchina per testare un protocollo di nuova adozione; è infatti possibile l'impiego di fantocci in PMMA (Polimetilmetacrilato) che hanno una struttura acqua-equivalente in diverse dimensioni ($\varnothing 16$ cm e $\varnothing 32$ cm i più usati). All'interno di questi fantocci è possibile inserire delle camere di ionizzazione collegate a misuratori che stimano la dose erogata. Questi test sono condotti direttamente all'interno delle varie modalità, permettendo in più una misura di verifica delle dosi che la modalità stessa invia al PACS e ai sistemi di monitoraggio informatico della dose.

6.8 Esami TC con i nuovi protocolli pediatrici

Nonostante la "giovinezza" dei protocolli e la relativa rarità degli esami TC per la popolazione pediatrica, sono stati eseguiti nel mese di settembre 2015 alcuni studi TC rocche petrose.

Due esempi sono visibili in Figg.19-20.

Lo studio (Fig. 19) è stato condotto con i parametri dei nuovi protocolli [6.5, p.81] per questa fascia di età (10 mesi) che hanno consentito di limitare la dose a 16,10 mGy di CTDI e 97,92 mGy · cm di DLP.

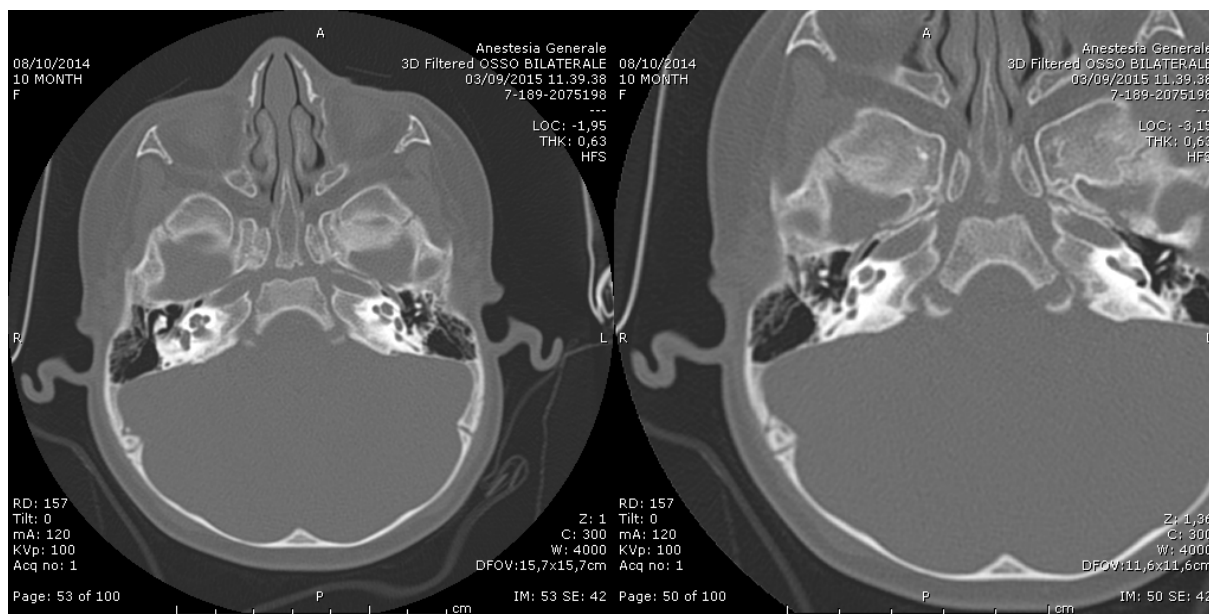


Figura 19: scansione TC rocche petrose effettuata con il nuovo protocollo pediatrico; a sx la panoramica su tutto il cranio, a dx il dettaglio dell'orecchio di dx, con il modiolo ben delineato e il profilo della staffa evidente

Le immagini sono chiare e perfettamente leggibili: in dettaglio (a dx) sono pienamente visualizzabili sia la staffa che si porta verso la finestra rotonda sia il modiolo.

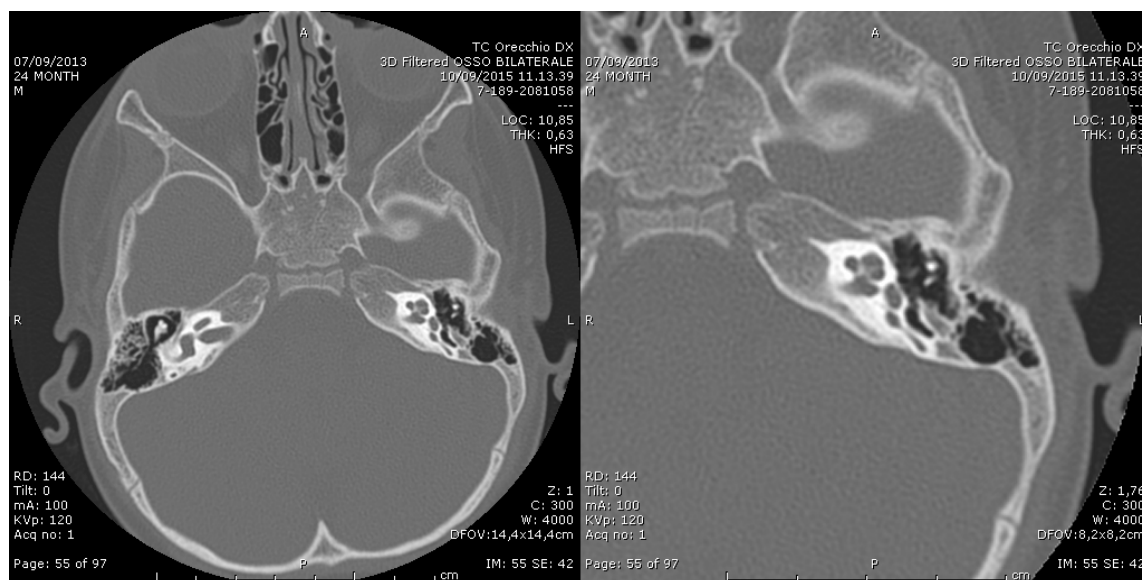


Figura 20: Esame TC rocche petrose in paziente di 24 mesi con il nuovo protocollo pediatrico ottimizzato

Anche queste immagini provengono da uno studio effettuato con i nuovi protocolli ottimizzati: in questo caso il paziente ha 24 mesi, per cui sono stati

impiegati 120 kV e 100 mA. E' evidente anche qui come le immagini siano davvero chiare e tutti i dettagli anatomici siano ben rappresentati e nitidi.

In dettaglio (a dx in Fig.20) è individuabile il profilo della staffa, il modiololo e l'intera struttura dell'orecchio interno e medio.

Le dosimetrie risultano 20,46 mGy di CTDI e 122,02 mGy·cm di DLP.

7 Conclusioni

La diagnostica per immagini è divenuta negli ultimi decenni uno strumento fondamentale della pratica clinica quotidiana.

Ciò non toglie che però esista un prezzo da pagare per uno strumento versatile e completo in termini di dose radiante. Le radiazioni ionizzanti non devono certamente essere demonizzate in quanto se impiegate nel modo adeguato possono salvare milioni di vite.

Ma l'abuso delle indagini, anche se condotte a bassa dose, è una pratica scorretta che deve scomparire, in virtù del principio di giustificazione.

Si dovrà, specialmente nei confronti di popolazioni ad elevato rischio (bambini, donne in gravidanza), proseguire la strada di un'attenta selezione tra quegli esami che devono essere eseguiti con l'ausilio di radiazioni ionizzanti e quegli esami che invece potranno essere eseguiti con tecniche differenti (RMN, ultrasuoni).

Il monitoraggio della dose sarà negli anni a venire il fulcro di ricerca e di ottimizzazione di protocolli e tecniche ed eventualmente, un parametro di qualità per un confronto tra centri diversi, anche all'interno della stessa struttura. Attraverso poi audit e formazione specifica, molti grossolani errori potranno essere evitati.

La spinta maggiore al cambiamento di metodo nei reparti di radiodiagnostica arriverà con la piena adozione della normativa EURATOM 59/2013, dopo ratifica da parte degli stati membri UE: successivamente al 2018 i LDR e i protocolli dovranno essere aggiornati e revisionati periodicamente, aumentando la sicurezza per il paziente e abbassando la dose impiegata.

Già da oggi è possibile diminuire la dose verso tutta la popolazione, con un'attenzione particolare ai pazienti pediatrici (*lifespan* maggiore, maggiore radiosensibilità dei tessuti in attiva replicazione), revisionando i protocolli in

uso: il compito spetta all'intero staff radiologico, con una sinergia di azione che va dal Medico Radiologo al Fisico sanitario, passando per il TSRM.

Con un impegno comune, è dimostrato e assodato che le dosi possano calare, senza impattare in modo eccessivamente negativo sulla qualità diagnostica delle immagini. Per troppo tempo si è inseguita una “cosmesi” delle immagini, tralasciando il fattore dose radiante e anzi, nascondendolo.

Le stesse modalità sono pronte ad affrontare il cambiamento di metodo con strumenti tecnologici all'avanguardia (corrente modulata, centratura laser, algoritmi di ricostruzione statistici, filtri e collimatori) ma il training umano è essenziale affinché questi strumenti divengano utili nella pratica quotidiana.

Questo lavoro si è dato lo scopo di dimostrare come una modifica dei parametri di acquisizione possa influire notevolmente sulla dose, riducendola; viceversa la revisione clinica delle immagini ha messo in luce quanto sia possibile lavorare con immagini acquisite a risparmio di dose.

Non va infatti ricercata la dose minore possibile: parametri di acquisizione eccessivamente contenuti possono portare a immagini non utili per la diagnosi e quindi ad una necessità di ripetizione dell'esame, con radiazioni ionizzanti che sono perciò state “sprecate” dal punto di vista clinico ma che hanno influito sul sistema biologico del paziente.

Il principio ALARA è chiaro su questo punto: As Low As Reasonably Possible; la dose va abbassata quanto ragionevolmente possibile, nei limiti cioè dell'utilità clinica delle immagini.

Frush: “Se tu somministri una dose non corretta di antibiotico, è un errore. Se tu somministri una dose non corretta di chemioterapia, è un errore. Se tu somministri una dose non corretta di radiazioni, è un errore?”

8 Bibliografia utilizzata

Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology. (2015).

Albert, G. W., & Glasier, C. M. (2015). Strategies for Computed Tomography Radiation Dose Reduction in Pediatric Neuroimaging. *Neurosurgery*, 77(2), 228-232; discussion 232. doi: 10.1227/NEU.0000000000000764

Boyle, T. P., Paldino, M. J., Kimia, A. A., Fitz, B. M., Madsen, J. R., Monuteaux, M. C., & Nigrovic, L. E. (2014). Comparison of rapid cranial MRI to CT for ventricular shunt malfunction. *Pediatrics*, 134(1), e47-54. doi: 10.1542/peds.2013-3739

Brady, S. L., Moore, B. M., Yee, B. S., & Kaufman, R. A. (2014). Pediatric CT: implementation of ASIR for substantial radiation dose reduction while maintaining pre-ASIR image noise. *Radiology*, 270(1), 223-231. doi: 10.1148/radiol.13122578

Brady, Z., Ramanauskas, F., Cain, T. M., & Johnston, P. N. (2012). Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of optimisation. *Br J Radiol*, 85(1019), 1488-1498. doi: 10.1259/bjr/28015185

DeFlorio, R. M., & Shah, C. C. (2014). Techniques that decrease or eliminate ionizing radiation for evaluation of ventricular shunts in children with hydrocephalus. *Semin Ultrasound CT MR*, 35(4), 365-373. doi: 10.1053/j.sult.2014.05.002

F. Paolicchi, J. Negri, L. Faggioni. (2012). Dispositivi e protocolli per la riduzione della dose in tomografia computerizzata. In S.-V. Mailand (Ed.), Caramella D., Paolicchi F., Faggioni L. La dose al paziente in diagnostica per immagini (pp. 75-88).

F.vSureda, A. Trianni, A.vNegri. (2012). La gestione dell'informazione dosimetrica: gli standard tecnologici. In S.-V. Mailand (Ed.), Caramella D.,

Paolicchi F., Faggioni L. La dose al paziente in diagnostica per immagini (pp. 159-168).

Fushiki, S. (2013). Radiation hazards in children - lessons from Chernobyl, Three Mile Island and Fukushima. *Brain Dev*, 35(3), 220-227. doi: 10.1016/j.braindev.2012.09.004

M.G. Andreassi (2012). Effetti delle radiazioni a basse dosi. In S.-V. Mairland (Ed.), Caramella D., Paolicchi F., Faggioni L. La dose al paziente in diagnostica per immagini (pp. 13-27).

G. Cittadini, G. Cittadini, F. Sardanelli. (2015). La Tomografia Computerizzata. In Edra (Ed.), Diagnostica per immagini e Radioterapia (6 edizione ed.). Genova.

Graves, J. M., Kanal, K. M., Rivara, F. P., Jarvik, J. G., & Vavilala, M. S. (2014). Dose reduction efforts for pediatric head CT imaging in Washington State trauma centers: follow-up survey results. *J Am Coll Radiol*, 11(2), 161-168 e163. doi: 10.1016/j.jacr.2013.07.004

ICRP. (1990). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).

Jarvinen, H., Seuri, R., Kortenesniemi, M., Lajunen, A., Hallinen, E., Savikurki-Heikkilä, P., . . . Tyrvainen, E. (2015). Indication-based national diagnostic reference levels for paediatric CT: a new approach with proposed values. *Radiat Prot Dosimetry*, 165(1-4), 86-90. doi: 10.1093/rpd/ncv044

Khong, P. L., Frush, D., & Ringertz, H. (2012). Radiological protection in paediatric computed tomography. *Ann ICRP*, 41(3-4), 170-178. doi: 10.1016/j.icrp.2012.06.017

King, M. A., Kanal, K. M., Relyea-Chew, A., Bittles, M., Vavilala, M. S., & Hollingworth, W. (2009). Radiation exposure from pediatric head CT: a bi-institutional study. *Pediatr Radiol*, 39(10), 1059-1065. doi: 10.1007/s00247-009-1327-1

L.Faggioni, F. Paolicchi, E.Neri. (2012). La dose in tomografia computerizzata. In S.-V. Mailand (Ed.), Caramella D. , Paolicchi F. , Faggioni L. La dose al paziente in diagnostica per immagini (pp. 57-72).

Ledenius, K., Gustavsson, M., Johansson, S., Stalhammar, F., Wiklund, L. M., & Thilander-Klang, A. (2009). Effect of tube current on diagnostic image quality in paediatric cerebral multidetector CT images. *Br J Radiol*, 82(976), 313-320. doi: 10.1259/bjr/24404354

Li, J., Udayasankar, U. K., Toth, T. L., Seamans, J., Small, W. C., & Kalra, M. K. (2007). Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol*, 188(2), 547-552. doi: 10.2214/AJR.06.0370

M. Bonelli (2012). Unità di misura e metodi di calcolo della dose. In S.-V. Mailand (Ed.), Caramella D. , Paolicchi F. , Faggioni L. : La dose al paziente in diagnostica per immagini. (pp. 29-56).

Mayo-Smith, W. W., Hara, A. K., Mahesh, M., Sahani, D. V., & Pavlicek, W. (2014). How I do it: managing radiation dose in CT. *Radiology*, 273(3), 657-672. doi: 10.1148/radiol.14132328

McKnight, C. D., Watcharotone, K., Ibrahim, M., Christodoulou, E., Baer, A. H., & Parmar, H. A. (2014). Adaptive statistical iterative reconstruction: reducing dose while preserving image quality in the pediatric head CT examination. *Pediatr Radiol*, 44(8), 997-1003. doi: 10.1007/s00247-014-2943-y

Meulepas, J. M., Ronckers, C. M., Smets, A. M., Nievelstein, R. A., Jahnen, A., Lee, C., . . . Hauptmann, M. (2014). Leukemia and brain tumors among children after radiation exposure from CT scans: design and methodological opportunities of the Dutch Pediatric CT Study. *Eur J Epidemiol*, 29(4), 293-301. doi: 10.1007/s10654-014-9900-9

Nakada, Y., Fujiwara, M., Yakami, M., Yokoyama, T., Shirayama, A., Yamamoto, H., . . . Shimada, Y. (2015). Optimised Paediatric Ct Dose at a Tertiary Children's Hospital in Japan: A 4-Y Single-Centre Analysis. *Radiat Prot Dosimetry*. doi: 10.1093/rpd/ncv004

Nelson, T. R. (2014). Practical strategies to reduce pediatric CT radiation dose. *J Am Coll Radiol*, 11(3), 292-299. doi: 10.1016/j.jacr.2013.10.011

Nitrosi, A., Bertolini, M., Sghedoni, R., Notari, P., Pattacini, P., Corazza, A., & Iori, M. (2015). RIS-PACS, patient safety, and clinical risk management. *Radiol Med*, 120(6), 498-503. doi: 10.1007/s11547-014-0483-z

Organization, W. H. (2009). *Children's Health and the Environment*.

Paolicchi F. , Faggioni L. , Bastiani L. , Molinaro S. , Puglioli M. , Caramella D. , & Bartolozzi C. (2014). Optimizing the balance between radiation dose and image quality in pediatric head CT: findings before and after intensive radiologic staff training. *AJR Am J Roentgenol*, 202(6), 1309-1315. doi: 10.2214/AJR.13.11741

Paolicchi F. , Faggioni L. , Caramella D. (2012). La dose radiante e l'appropriatezza dell'imaging. In S.-V. Mailand (Ed.), Caramella D. , Paolicchi F. , Faggioni L. La dose al paziente in diagnostica per immagini (pp. 1-12).

Raman, S. P., Mahesh, M., Blasko, R. V., & Fishman, E. K. (2013). CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists. *J Am Coll Radiol*, 10(11), 840-846. doi: 10.1016/j.jacr.2013.05.032

- Romagnoli, A. , Funel, V. , Meschini A. , Ricci A. , Arduini S., Caramanica, C., & Simonetti, G. (2012). Optimisation of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction in total body examination. *Radiol Med*, 117(8), 1333-1346. doi: 10.1007/s11547-012-0897-3
- Sharp, N. E., Svetanoff, W. J., Desai, A., Alemayehu, H., Raghavan, M. U., Sharp, S. W., . . . Holcomb, G. W., 3rd. (2014). Radiation exposure from head computed tomography scans in pediatric trauma. *J Surg Res*, 192(2), 276-279. doi: 10.1016/j.jss.2014.06.049
- Sorantin, E., Weissensteiner, S., Hasenburger, G., & Riccabona, M. (2013). CT in children--dose protection and general considerations when planning a CT in a child. *Eur J Radiol*, 82(7), 1043-1049. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.11.041
- Sottocornola C. , Paolicchi F. , Creonti I. , Del Dò E. , Faggioni L. , Caramella D. (2014). Il monitoraggio informatico della dose radiante. *Il Giornale Italiano di Radiologia Medica*.
- Strauss, K. J. (2014). Developing patient-specific dose protocols for a CT scanner and exam using diagnostic reference levels. *Pediatr Radiol*, 44 Suppl 3, 479-488. doi: 10.1007/s00247-014-3088-8
- Verdun, F. R., Gutierrez, D., Vader, J. P., Aroua, A., Alamo-Maestre, L. T., Bochud, F., & Gudinchet, F. (2008). CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol*, 18(9), 1980-1986. doi: 10.1007/s00330-008-0963-4
- Wong, S. T., Yiu, G., Poon, Y. M., Yuen, M. K., & Fong, D. (2012). Reducing radiation exposure from computed tomography of the brain in children--report of a practical approach. *Childs Nerv Syst*, 28(5), 681-689. doi: 10.1007/s00381-012-1680-5

Ringraziamenti

Il mio personale e più grande ringraziamento va alla Dott.ssa M.C. Bianchi, senza la quale l'intero lavoro di raccolta e analisi dei dati e delle immagini non sarebbe stato possibile.

La ringrazio della disponibilità e del tempo dedicatomi, della professionalità e gentilezza che ha dimostrato.

Ho appreso molto grazie all'osservazione e alla discussione sulle immagini revisionate e sono sicuro che un giorno questi apprendimenti mi saranno fondamentali, qualunque sarà la mia strada futura.

Ringrazio inoltre F. Paolicchi, un revisore attento ma gentilissimo, che mi ha aiutato nell'aspetto formale e mi ha consigliato al meglio per tanti aspetti; da un professionista del suo calibro non ci si poteva aspettare di meno.

E da ultimo, ma solo sul foglio di carta, voglio ringraziare tutti i componenti del Dose Team (Irene, Federico, Chiara, Antonio e Claudia) i quali, oltre ad essere stati ottimi "docenti" su tanti aspetti della radiologia che ancora non conoscevo (soprattutto sul piano tecnico), sono divenuti colleghi-amici con i quali spero proseguire un percorso del quale questo elaborato rappresenta solo l'inizio.